



Disponible en ligne sur

**ScienceDirect**  
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France

**EM|consulte**  
www.em-consulte.com



ARTICLE ORIGINAL

# Craquements pulmonaires : que perçoit le clinicien ?



Pulmonary crackles, what does the clinician hear?

G. Postiaux<sup>a,\*</sup>, J. Vilaro<sup>b</sup>, J.-L. Charlier<sup>c</sup>,  
E. Marchand<sup>d</sup>, E. Lens<sup>e,1</sup>

<sup>a</sup> Service des soins intensifs, grand hôpital de Charleroi, haute école Condorcet et laboratoire d'acoustique médicale appliquée, Charleroi, Belgique

<sup>b</sup> Facultat Ciències de la Salut Blanquerna, grup de recerca en fisioteràpia (GReFis), universitat Ramon-Llull, Barcelone, Espagne

<sup>c</sup> Haute école de Louvain en Hainaut, Montignies-sur-Sambre, Belgique

<sup>d</sup> Service de pneumologie, hôpital Notre-Dame de Grâce, Gosselies, Belgique

<sup>e</sup> Service de médecine interne, clinique Reine-Fabiola, 73, avenue du Centenaire, 6061 Montignies-sur-Sambre, Belgique

Reçu le 9 août 2013 ; accepté le 10 mars 2014

Disponible sur Internet le 29 août 2015

## MOTS CLÉS

Craquement ;  
Psychoacoustique ;  
Auscultation ;  
Bruits respiratoires ;  
Analyse acoustique

## Résumé

**Introduction.** — La durée d'un craquement pulmonaire (< 20 ms) ne permet pas sa reconnaissance psychoacoustique par le clinicien en termes de durée et de contenu fréquentiel. Les auteurs posent l'hypothèse que l'information psychoacoustique est contenue dans le bruit respiratoire environnant en distinguant le phénomène excitateur du rôle du résonateur.

**Méthodes.** — Huit patients atteints de BPCO, de pneumonie virale, de bronchiectasies, de décompensation cardiaque, d'hypoprotéïnémie et de fibrose pulmonaire ont été recrutés pour cette étude. Trente-six craquements inspiratoires, leurs composants et les bruits respiratoires ont été analysés dans les domaines temporel et fréquentiel, soit 12 craquements de basse fréquence (BPCO,  $n=4$ ), moyenne fréquence (bronchiectasies,  $n=1$ ) et haute fréquence (pneumonie,  $n=1$ , décompensation cardiaque  $n=1$ , hypoprotéïnémie  $n=1$ , fibrose pulmonaire  $n=1$ ).

**Résultats.** — Les résultats temporels et fréquentiels ne montraient pas de différences significatives au sein de chaque catégorie mais des différences significatives entre les fréquences de pic des trois catégories de craquements et du bruit respiratoire.

\* Auteur correspondant. 4, boulevard Joseph-II, boîte 072, 6000 Charleroi, Belgique.

Adresse e-mail : [guy.postiaux@gmail.com](mailto:guy.postiaux@gmail.com) (G. Postiaux).

<sup>1</sup> Auteur décédé.

**KEYWORDS**

Crackles;  
Psychoacoustics;  
Auscultation;  
Breath sounds;  
Acoustical analysis

*Conclusion.* – Le bruit respiratoire associé à la densité du tissu pulmonaire est le résonateur qui détermine le contenu fréquentiel du craquement perçu par le clinicien.  
© 2014 SPLF. Publié par Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

**Summary**

*Introduction.* – The overall duration of a pulmonary crackle is usually less than 20–30 ms but psychoacoustics demonstrates that an acoustical event with a duration of less than 20–40 ms cannot be estimated in terms of pitch and duration. We pose the hypothesis that the main resonant information is contained into the breath sounds following the crackle.

*Methods.* – Eight patients with COPD, viral pneumonia, bronchiectasis, congestive heart failure, hypoproteinemia and fibrosing alveolitis were recruited for this study. Thirty-six crackles were analyzed in time and frequency domains; 12 in each category of low, medium and high frequencies. The acoustic features of the crackles, their segments (initial deflection width, first cycle duration, two cycles duration, decay segment) and the breath sounds following the crackles were compared.

*Results.* – The study confirms the differences between the three crackles categories in time and frequency domains. No statistical differences were found between the decay segments and breath sounds in each category.

*Conclusions.* – Breath sounds modified by lung tissue density could be the main resonators determining the fundamental transmission frequencies of crackle signals. Combined acoustic analysis of crackles and breath sounds could replace single analysis of isolated crackles.

© 2014 SPLF. Published by Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

**Abréviations**

En l'absence d'un consensus francophone sur les appellations des bruits respiratoires, les auteurs ont choisi de se conformer aux abréviations internationales recommandées par le Groupe CORSA (*computerized lung sounds analysis*) [1]. La traduction anglaise figure en italique.

BS	bruits respiratoires ( <i>breath sounds</i> )
CR	craquement ( <i>crackle</i> )
1CD	durée du premier cycle du craquement ( <i>first cycle duration</i> ). À ne pas confondre avec la durée du cycle ventilatoire.
2CD	durée des deux premiers cycles du craquement ( <i>two cycles duration</i> )
DS	segment de décroissance du craquement ( <i>decay segment</i> )
Fbw10	fréquence à 10% de l'amplitude maximale du spectre ( <i>frequency at 10% maximum amplitude</i> )
FFT	transformée rapide de Fourier, analyse spectrale, phonopneumographie spectrale ( <i>fast Fourier transform</i> )
Fm	fréquence moyenne du spectre ( <i>mean frequency</i> )
Fme	mode du spectre ( <i>mode</i> )
Fp	fréquence de pic du spectre ( <i>peak frequency</i> )
HF	haute fréquence relative ( <i>high frequency</i> ) : désigne le timbre du craquement
IDW	largeur de la déflexion initiale du craquement ( <i>initial deflection width</i> )
LF	basse fréquence relative ( <i>low frequency</i> ) : désigne le timbre du craquement

LSC	coefficient linéaire de similarité ( <i>linear similarity coefficient</i> )
MF	moyenne fréquence relative ( <i>medium frequency</i> ) : désigne le timbre du craquement
TD	durée totale du craquement ( <i>total duration</i> )

**Introduction**

La nomenclature actualisée de l'auscultation pulmonaire classe les bruits adventices qui se superposent aux bruits respiratoires en bruits continus (les sibilances) ou en bruits discontinus (les craquements, CR) [2,3]. Les CR correspondent à l'ouverture soudaine (phénomène exciteur ou genèse) des voies aériennes distales et à une égalisation des pressions entre plusieurs territoires pulmonaires périphériques contigus [4].

Encore qualifiés de transitoires, les CR ont une durée inférieure à 20 ms. Au moyen de méthodes graphiques et acoustiques, plusieurs auteurs ont décrit la morphologie de leurs ondes et de leurs composantes temporelles à l'aide de phonopneumogrammes associés à leur contenu fréquentiel [5,6]. Le CR est une vibration apériodique impulsionnelle dont l'onde temporelle est essentiellement composée de deux segments : la durée de l'onde première (1CD) qui correspond à l'ouverture soudaine d'une petite voie aérienne (phénomène exciteur) et un segment de décroissance (DS) qui excite le résonateur pulmonaire interposé [7]. La durée totale du CR (TD), la longueur de la déflexion initiale (IDW), la durée des deux premiers cycles (2CD) et principalement l'association IDW/2CD possèdent des potentialités diagnostiques [8–11]. Dans les expressions « durée des cycles »,

le terme cycle ne désigne pas le cycle respiratoire, mais les cycles composant les différentes ondes d'un craquement étalé. L'analyse spectrale des CR est obtenue par une analyse de Fourier et révèle que leur contenu fréquentiel s'inscrit dans une plage de fréquence ou bande passante de 0 à 1000 Hz.

Les CR inspiratoires peuvent être classés suivant leur localisation, leur nombre, leur occurrence en inspiration (proto-, méso-, ou téléphasiques) et leur contenu fréquentiel : de basse (LF), moyenne (MF) ou haute (HF) fréquence relative, suivant leur timbre. Leur occurrence diffère selon les pathologies pulmonaires : protophasiques et LF dans les pathologies obstructives, mésophasiques et MF dans les bronchiectasies, téléphasiques et HF dans les pathologies restrictives [12–14]. Les CR expiratoires auraient une genèse identique mais aucune spécificité d'occurrence ou de fréquence ne leur est associée [15].

Cependant, si les caractéristiques temporelles et spectrales des CR sont bien documentées, un problème psychoacoustique demeure : la durée totale d'un CR (1CD + DS) est habituellement inférieure à 20 ms et est principalement confinée en dessous de 500 Hz. Or, en dessous d'une durée de 20 ms et dans cette plage de fréquence, l'oreille humaine est peu performante et ne peut qualifier une onde transitoire en termes de tonalité, de durée et d'amplitude [16–18]. Particulièrement le DS, proposé comme étant le résonateur qui contient l'information fréquentielle, serait a fortiori de trop courte durée pour transmettre cette information. Dès lors comment le clinicien parvient-il à distinguer le timbre des trois catégories de craquements ?

Pour résoudre cette question, nous posons l'hypothèse que le bruit respiratoire environnant (BS) est le résonateur qui imprime au CR son timbre et permet sa reconnaissance. Nous avons analysé séparément dans les domaines temporel et fréquentiel la durée totale de chaque CR (TD), de chacun de ses composants (IDW, 1CD, 2CD et DS) et d'un segment de BS qui suit immédiatement le CR. Nous proposons que l'information fréquentielle soit principalement transmise par les caractéristiques structurales du tissu pulmonaire interposé entre le lieu de genèse du CR et le lieu de perception, ainsi que nous l'avons déjà suggéré lors de deux études antérieures [19,20]. Ceci sous-entend que le CR et le BS régional possèdent des caractéristiques acoustiques identiques dans le même environnement physiopathologique affectant le poumon distal.

## Méthodes

Les techniques d'enregistrement et d'analyse des bruits respiratoires sont conformes aux recommandations du Groupe CORSA et de l'ouvrage de référence [1,21].

## Patients

Les bruits respiratoires contenant des CR étaient enregistrés au cours de mouvements ventilatoires profonds en position assise, dans la région postéro-basale de la cage thoracique chez 8 patients atteints de BPCO ( $n=3$ ), de bronchiectasies ( $n=1$ ), de pneumonie virale au stade aigu ( $n=1$ ), de décompensation cardiaque ( $n=1$ ), d'hypoprotéïnémie ( $n=1$ ) et de

fibrose pulmonaire ( $n=1$ ). La reconnaissance du timbre et de l'occurrence des CR était assurée par deux observateurs entraînés (GP et EL) qui s'accordaient sur le résultat.

## Recueil des données

Les échantillons des bruits respiratoires étaient enregistrés au moyen d'un microphone Air-Coupled Dynamic type 4130 (Bruel & Kjaer, Naerum, Danemark) d'un diamètre de 10 mm et d'une profondeur de 3 mm et possédant un orifice d'évent. Le microphone était inséré dans une pièce métallique de fixation de la dimension d'un stéthoscope pour reproduire les conditions cliniques. Les enregistrements étaient réalisés dans un local à l'abri de tout bruit ambiant et la qualité du signal était vérifiée simultanément au moyen du casque-écouteurs. Le signal microphonique était amplifié, filtré (filtre passe-bande haut à 50 Hz de fréquence de coupure pour éliminer les bruits cardiaques, musculaires et de contact) et inscrit sur bande magnétique (CP230, Marantz, Eindhoven, Pays-Bas). La réponse en fréquence du microphone et du système amplificateur était horizontale à  $\pm 3$  Db dans une plage de fréquence (bande passante) comprise entre 0,1 et 8 kHz.

## Échantillons

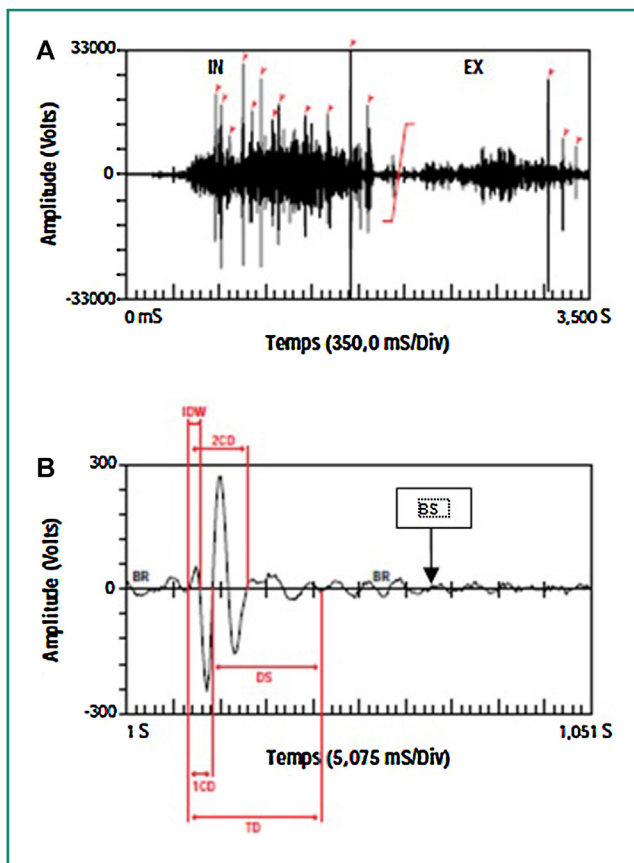
Les CR étaient d'abord reconnus sur les bandes magnétiques par les deux observateurs cités qui s'accordaient sur la qualification des craquements (timbre et occurrence). Les échantillons des BS contenant les CR étaient ensuite affichés à l'écran dans le domaine temporel. L'occurrence et les critères morphologiques des CR étaient vérifiés selon la définition internationale [22,23].

Les CR ont été observés et retenus sur les critères temporels recommandés (Fig. 1) :

- l'amplitude du plus grand pic de fréquence était double de l'amplitude du bruit de fond respiratoire ;
- le début de l'événement acoustique présentait une déflexion abrupte dans le sens négatif ou positif (polarité) ;
- l'onde temporelle montrait une élongation progressive ;
- le CR contenait au moins deux cycles complets ;
- le CR était au moins suivi de 30 ms de BS pour satisfaire à l'objectif de l'étude.

## Mesures

La conversion analogique-numérique des échantillons des BS contenant des CR était réalisée à une fréquence d'échantillonnage de 4 kHz au moyen du convertisseur de 12 bits Hypersignal TMS32020 (Texas Instruments, Dallas, États-Unis) piloté par un micro-ordinateur Siemens PCD-2 (Siemens, Berlin, Allemagne). Les données étaient mémorisées sur un disque dur pour une analyse en différé : affichage dans le domaine temporel en vue de la sélection des CR conformément aux critères cités plus haut et analyse spectrale par FFT. Pour les analyses temporelles, nous avons comparé les paramètres IDW, 1CD, 2CD, DS et TD. Pour les analyses spectrales nous avons comparé les paramètres TD, 1CD, DS car il s'agit des composants les plus analysés dans la littérature et nous les avons comparé à 30 ms de BS. Un filtre passe-bande, une fenêtre de Hanning de cinquième



**Figure 1.** Tracé de phonopneumogramme caractéristique d'un craquement. Les craquements ont été identifiés sur les critères temporels suivants : amplitude du plus grand pic de fréquence double de l'amplitude du bruit de fond respiratoire, début de l'événement acoustique avec déflexion abrupte dans le sens négatif ou positif, et onde temporelle avec élévation progressive. Le craquement devait contenir au moins deux cycles complets et être suivi d'au moins 30ms de bruit respiratoire pour satisfaire à l'objectif de l'étude. A. Phonopneumographie temporelle d'un cycle respiratoire dans lequel s'inscrivent des craquements inspiratoires (IN) et expiratoires (EX) (flèches). B. Onde étalée d'un craquement et identification de ses composants. TD : durée totale du craquement. IDW : largeur de la déflexion initiale du craquement. 1CD : durée du premier cycle du craquement. 2CD : durée des deux premiers cycles du craquement. DS : segment de décroissance du craquement. BS : bruits respiratoire dont 30ms sont retenues pour l'analyse.

ordre anti-recouvrement et un nombre de Nyquist double de la bande passante de l'échantillon étaient appliqués.

Les composants temporels de chaque CR et le BS dans chaque catégorie ont été séparés au moyen d'un curseur puis analysés. Dans le domaine fréquentiel, nous avons retenu dans le spectre de fréquence : la fréquence de pic ou mode (Fp) soit la fréquence de l'amplitude la plus élevée sur le spectre, la fréquence moyenne (Fm), soit la somme moyennée des fréquences contenues dans le spectre, la fréquence médiane (Fme), soit la fréquence de milieu et la largeur de la bande passante à 10% du maximum d'amplitude (Fbw10). Nous avons observé qu'en dessous de ce seuil d'amplitude, le spectre ne contenait pas d'information pertinente. Ces données fréquentielles caractérisent la distribution d'énergie du spectre de fréquence dans la bande passante habituelle des bruits respiratoires.

## Analyse statistique

Le test *t* de Student appliqué aux moyennes des fréquences a été utilisé pour différencier les catégories dans les modes temporel et fréquentiel. Les spectres ont été comparés au moyen d'un coefficient utilisé en analyse phonétique : le coefficient linéaire de similarité (*linear similarity coefficient*, LSC) capable d'exprimer l'homogénéité et la configuration des enveloppes spectrales et leurs différences [24]. L'effectif réduit de notre étude ne nous permettait pas de conclure statistiquement. De ce fait, les résultats ne peuvent pas être généralisés à l'ensemble des patients porteurs de ces pathologies.

## Résultats

Soixante-dix-neuf CR ont été recueillis (Fig. 2) mais 6 furent éliminés car ne répondant pas aux critères de sélection mentionnés précédemment ou bien n'étaient composés que d'un seul cycle ou bien ne pouvaient être identifiés car se chevauchant. Les Figs. 3, 4 et 5 ne rapportent que les valeurs de Fp. Les valeurs obtenues pour Fm, Fme et Fbw10 étaient comparables aux résultats obtenus pour Fp et sont à la disposition du lecteur sur demande à l'adresse du premier auteur. Neuf CR furent également rejetés parce qu'ils ne présentaient pas une élévation progressive de l'onde, le second cycle étant plus étroit que le premier. Au total, 15/79 CR ont donc été rejetés, soit 19%. Douze CR furent alors choisis au hasard dans chaque catégorie de LF (CR protophasiques), MF (CR mésophasiques) et HF (CR téléphasiques), soit un total de 36 CR.

### Résultats dans le domaine temporel

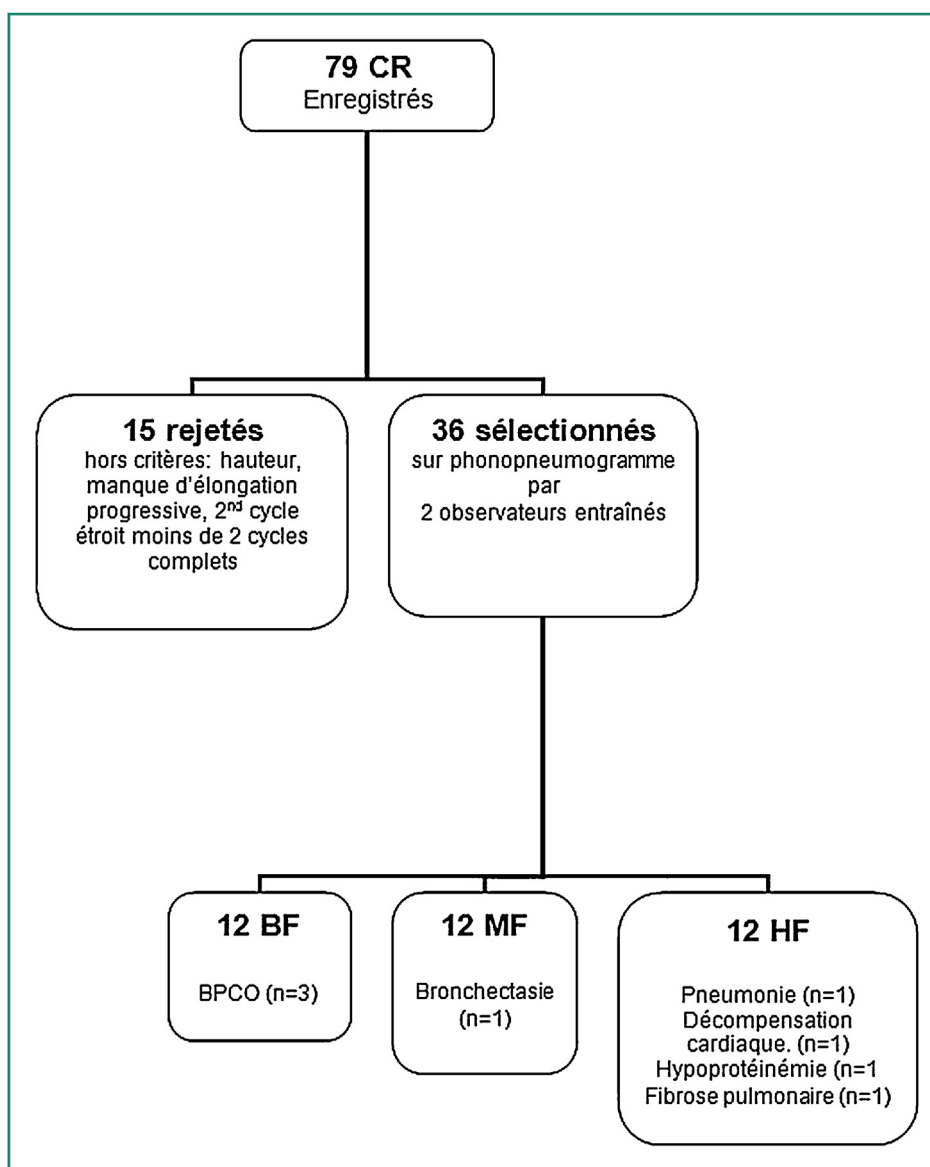
La plupart des différences entre les durées des composants des CR (IDW, 1CD, 2CD, DS et TD de LF, MF et HF,  $n=12$  dans chaque catégorie) étaient significatives (Fig. 3). La meilleure différenciation était obtenue avec 2CD :  $p < 0,001$  entre LF et HF,  $p < 0,02$  entre LF et MF,  $p < 0,05$  entre MF et HF.

### Résultats dans le domaine fréquentiel entre CR LF, MF et HF

La plupart des différences comparant Fp, Fm, Fme et Fbw10 des CR LF, MF et HF pour TD, 1CD, DS et BS étaient significatives (Fig. 4). Excepté dans deux cas, aucune différence statistique n'était observée entre DS et BS. DS et BS étaient situés dans la même bande passante.

### Résultats dans le domaine fréquentiel pour TD, 1CD, DS et BS dans chaque catégorie de LF, MF, HF

Les comparaisons statistiques entre Fp, Fm, Fme et Fbw10 des CR/TD, de leurs composants 1CD, DS et du BS dans chaque catégorie de LF, MF et HF montraient les différences les plus significatives entre LF et HF (Fig. 5) et secondairement entre LF et MF, excepté une tendance pour Fme de TD. Les plus grandes différences statistiques étaient



**Figure 2.** Diagramme de flux de l'étude. CR: craquement; BF: basse fréquence relative; MF: moyenne fréquence relative; HF: haute fréquence relative.

trouvées entre les catégories de BS pour tous les paramètres fréquentiels.

### Résultats du test de différenciation phonétique

Le **Tableau 1** montre les résultats des tests de différenciation phonétique avec les valeurs de LSC : les BS avaient 65 % de similarité avec CR ; 1CD et DS avaient un LSC de 80 % avec CR et 1CD, et 1CD avait un LSC de 80 % avec CR.

### Discussion

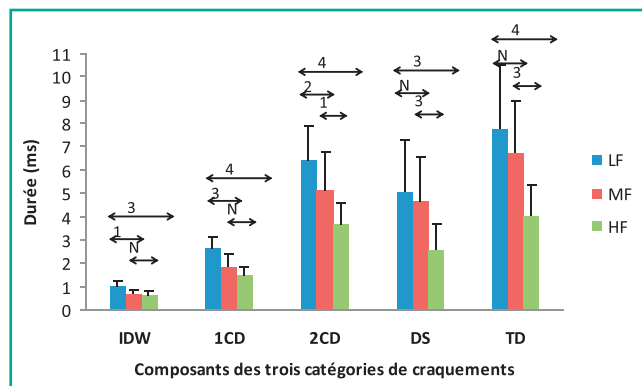
Les CR pulmonaires sont des ondes apériodiques impulsionnelles émises par l'ouverture soudaine des voies aériennes distales, suivie d'une égalisation de pression entre les

territoires distaux contigus dont les constantes de temps différent et en réponse à la traction élastique exercée par le tissu pulmonaire environnant. Une durée de CR inférieure à 20 ms ne permet pas à l'oreille humaine d'en identifier ni le timbre ni la durée. D'où vient que le clinicien peut cependant différencier leur timbre ? L'explication pourrait résider dans le contenu fréquentiel des bruits respiratoires dans lesquels s'inscrivent les CR.

Sur les séries temporelles, on observe une décroissance significative de la durée des composants dans chaque catégorie, principalement pour 1CD et 2CD entre LF et HF mais également entre les composants de LF et de MF. Les meilleurs paramètres dans le domaine temporel qui différencient LF, MF et HF sont par ordre d'importance : 2CD, 1CD et TD en accord avec d'autres études [25–28]. Ces résultats confirment les différences existant entre les catégories de CR LF, MF et HF, ce qui correspond à leur classification

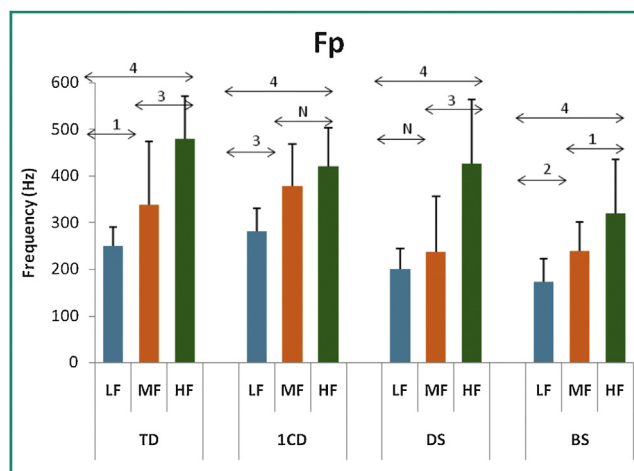
**Tableau 1** Test de différenciation phonétique (coefficient linéaire de similarité). Les BS montrent 65% de similarité phonétique avec CR ; 1CD et DS ont un coefficient de similarité de 80% avec CR et 1CD, et 1CD a 80% de similarité avec CR.

	Craquements (CR) (%)	Durée du premier cycle du craquement (1CD) (%)	Segment de décroissance du craquement (DS) (%)	Bruit respiratoire (BS) (%)
Craquements (CR)	100	80	80	65
Durée du premier cycle du craquement (1CD)	—	100	80	65
Segment de décroissance du craquement (DS)	—	—	100	65
Bruit respiratoire (BS)	—	—	—	100



**Figure 3.** Durée des composants des craquements ( $n = 12$  mesures dans chaque catégorie). IDW : largeur de la déflexion initiale du craquement. 1CD : durée du premier cycle du craquement. 2CD : durée des deux premiers cycles du craquement. DS : segment de décroissance du craquement. TD : durée totale du craquement. LF : basses fréquences. MF : moyennes fréquences. HF : hautes fréquences. Les résultats sont exprimés sous forme de moyennes et déviations standards. 1 :  $p < 0,05$ , 2 :  $p < 0,02$ , 3 :  $p < 0,005$ , 4 :  $p < 0,001$ , N : non significatif.

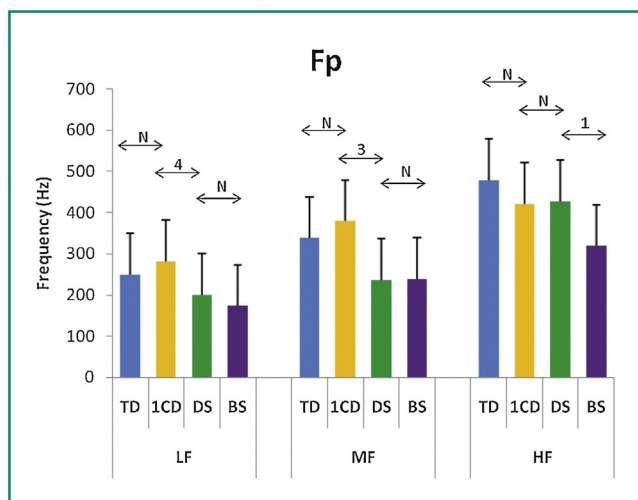
clinique. Les analyses spectrales différencient également les trois catégories de CR LF, MF et HF ainsi que leurs composants. Mais l'analyse fréquentielle met surtout en évidence l'absence de différence entre DS et les BS locorégionaux dans une même catégorie. Dans chaque catégorie, TD, 1CD, DS et BS sont situés dans la même bande passante. TD et BS montrent des similarités acoustiques ce qui confirme notre hypothèse. En raison de sa brièveté ( $< 20$  ms), un CR ne peut être reconnu en termes de timbre (contenu spectral) et est entendu isolément comme un « clic ». Ce phénomène résulte du temps d'intégration nécessaire de l'oreille humaine qui se situe entre 35 et 50 ms [17,18]. C'est donc le BS qui suit ou qui environne le CR qui en révèle le timbre. Les deux phénomènes CR et BS sont situés dans la même bande passante et participent tous deux à la perception du phénomène dans son entier. Les résultats des analyses spectrales sont aussi confirmés par le LSC. Ce coefficient apprécie l'homogénéité



**Figure 4.** Composants des craquements en basses, moyennes et hautes fréquences. Fp : fréquence de pic du spectre. TD : durée totale du craquement. 1CD : durée du premier cycle du craquement. 2CD : durée des deux premiers cycles du craquement. DS : segment de décroissance du craquement. LF : basses fréquences. MF : moyennes fréquences. HF : hautes fréquences. Les résultats sont exprimés sous forme de moyennes et déviations standards. 1 :  $p < 0,05$ , 2 :  $p < 0,02$ , 3 :  $p < 0,005$ , 4 :  $p < 0,001$ , N : non significatif.

des configurations spectrales. En termes de phonétique, ceci signifie que BS possède un coefficient de similarité de 65% avec CR, 1CD et DS qui les précèdent ; entre ces derniers composants, la similarité atteint 80%. La physiopathologie du tissu pulmonaire joue donc le rôle déterminant de résonateur.

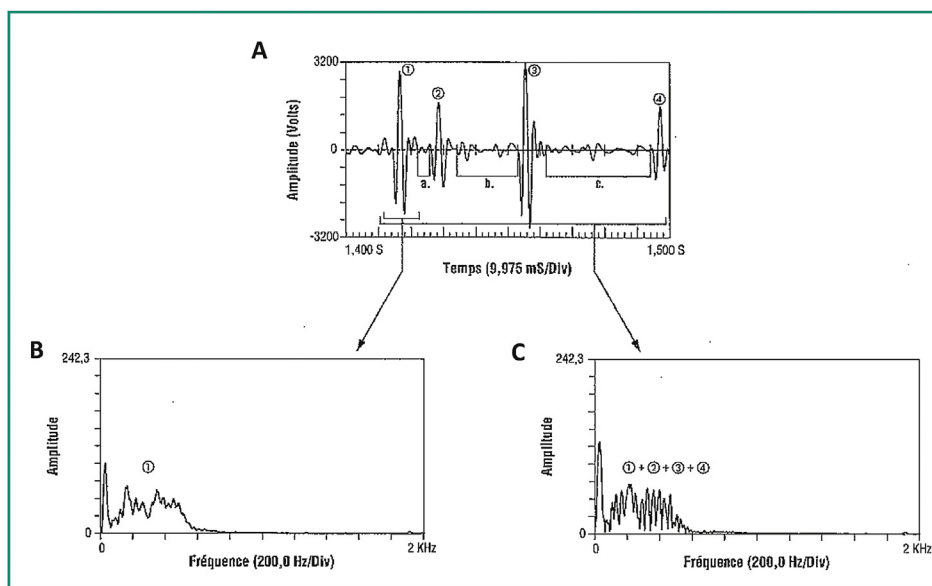
D'autres études ont montré l'importance des caractéristiques du tissu pulmonaire dans la transmission du contenu spectral du CR, assimilant le tissu pulmonaire à un « filtre passe-bande » bas [29–32]. Le CR dans son entier peut donc être considéré comme le phénomène exciteur, comme nous l'avions déjà proposé [20,21]. DS ne paraît donc pas être un résonateur d'une durée suffisante comme suggéré par Mori et al. [7]. L'oreille humaine requiert donc une plus grande durée de l'événement sonore, dans ce cas la



**Figure 5.** Comparaisons des composants des craquements dans chaque catégorie de fréquences (pour Fp). Fp : fréquence de pic du spectre. TD : durée totale du craquement. 1CD : durée du premier cycle du craquement. 2CD : durée des deux premiers cycles du craquement. DS : segment de décroissance du craquement. LF : basses fréquences. MF : moyennes fréquences. HF : hautes fréquences. Les résultats sont exprimés sous forme de moyennes et déviations standards. 1 :  $p < 0,05$ , 2 :  $p < 0,02$ , 3 :  $p < 0,005$ , 4 :  $p < 0,001$ , N : non significatif.

sommation ou l'association CR et BS. Si les anomalies structurales du tissu pulmonaire impriment son timbre au CR, il serait alors possible de dire que «le tissu pulmonaire est malade comme le craquement». Cette proposition est cohérente avec les notions de fractale et de *tensegrity*. Le poumon est un objet fractal constitué d'un labyrinthe de bifurcations auto-similaires sur des échelles de plus

en plus petites. La notion de fractale rend bien compte de l'imbrication des voies aériennes distales dans le tissu pulmonaire environnant qui garantit leur béance. Weibel qualifie le poumon distal de *tensegrity structure*, locution qu'il propose de traduire par «intégrité structurelle par tension» (E. Weibel, communication personnelle décembre 2012) [33,34]. Voies aériennes distales et tissu pulmonaire constituent ainsi une entité structurelle unique. La composition spectrale de l'ensemble du signal CR + BS est donc en rapport avec le volume et la densité du tissu pulmonaire. L'analyse acoustique globale des CR et BS, techniquement plus simple, pourrait ainsi se substituer à l'analyse individuelle de chaque CR. La séquence répétitive durant plusieurs cycles respiratoires suggère d'ailleurs une origine tissulaire plutôt qu'une relation avec le bullage dû aux sécrétions qui introduirait un caractère aléatoire de la survenue des CR dans le cycle respiratoire [35]. La meilleure différenciation du timbre est donc obtenue grâce au BS plutôt qu'au CR lui-même. Les BS sont aussi modifiés en fréquence, intensité et qualité par les propriétés acoustiques des différentes structures traversées propres à chaque individu (poumon et cage thoracique) et notamment le volume d'air interposé [36,37]. Les BS permettent ainsi le diagnostic différentiel entre LF, MF et HF. Cependant, lorsque les CR sont contigus ou «en salve» comme dans le cas des CR HF téléphasiques d'une fibrose pulmonaire, l'intervalle de temps qui les sépare est alors inférieur à 20 ms, voire inexistant et BS est absent. Le clinicien reconnaît cependant leur timbre. L'explication psychoacoustique de ce phénomène peut être rapportée au «processus d'intégration» [38,39]. En dessous d'un intervalle de 20 ms entre deux stimuli acoustiques d'un contenu fréquentiel équivalent, le pouvoir séparateur temporel est réduit et l'oreille fusionne leur perception [40] (Fig. 6). L'oreille fait la sommation de plusieurs stimuli de même fréquence en «flux perceptifs



**Figure 6.** L'oreille opère la sommation d'événements courts rapprochés. A. Les intervalles de temps qui séparent les craquements sont successivement de 2,75 ms (a), 18,75 ms (b) et 31,25 ms (c), inférieurs au pouvoir séparateur temporel de l'oreille. L'oreille fusionne les stimuli et globalise leur timbre ce qu'illustrent les analyses spectrales en B et C. B. L'analyse spectrale d'un seul craquement (1) est équivalente à C. C. L'analyse spectrale groupée des 4 craquements (1, 2, 3, 4) montre la similitude de la répartition énergétique des fréquences.

D'après G. Postiaux, Ed Deboech Univ Brux 2005, avec permission.

uniques» ou «ségrégation auditive de flux» [41]. Seuls les musiciens possèdent un seuil d'intervalle inférieur à 20 ms [42].

Les CR sont des sons transitoires, des ondes impulsionnelles apériodiques et explosives, résultant de l'ouverture soudaine de la voie aérienne soumise à la traction radiale du tissu pulmonaire environnant, donc en relation avec la dépression pleurale inspiratoire. Cette interprétation est à nouveau compatible avec la notion de *tensegrity*. L'occurrence proto-, méso- ou téléphasique inspiratoire dépend de la pression transpulmonaire (dépression pleurale) nécessaire à «décoller» les parois bronchiolaires en contact. L'occurrence est donc en rapport avec la compliance de la voie aérienne et n'est en relation ni avec le flux des gaz ni avec le délai du départ de l'inspiration [4,35]. Les CR HF surviennent en téléphase inspiratoire, en rapport avec les propriétés mécaniques d'un poumon rigide, peu compliant comme dans les syndromes restrictifs de type fibrose pulmonaire ou au stade aigu d'une pneumopathie ou d'un œdème pulmonaire qui tous densifient le parenchyme pulmonaire. Les CR MF sont rencontrés dans les bronchiectasies et entendus en proto- et surtout en mésophase inspiratoire mais ils sont aussi présents en expiration [43]. Les CR LF surviennent en protophase inspiratoire et sont associés à un syndrome obstructif sévère et à un poumon très compliant. Chez les patients atteints de BPCO et dans l'emphysème particulièrement, la distension des espaces aériens périphériques assombrit le contenu spectral des BR.

## Conclusion

Les CR sont révélateurs d'une pathologie et leur nombre témoigne de la sévérité de l'affection. L'analyse acoustique identifie trois catégories de craquement de basse, moyenne et haute fréquences relatives, et survenant respectivement en proto-, méso- et téléphase inspiratoires. Les craquements ont une même origine, correspondant à l'ouverture soudaine des voies aériennes distales comme proposé par P. Forgacs [4]. Cette étude montre que l'information psychoacoustique pertinente est principalement transmise par le bruit respiratoire et que le timbre du craquement est imprimé par la densité du tissu pulmonaire environnant. Tandis que l'occurrence correspond à la compliance de la voie aérienne soumise à la traction radiale du tissu pulmonaire environnant interposé entre le lieu de genèse et le point d'écoute. Ces résultats autorisent une analyse acoustique groupée des craquements et des bruits respiratoires dans lesquels les craquements s'inscrivent.

## Déclaration d'intérêts

Les auteurs déclarent ne pas avoir de conflits d'intérêts en relation avec cet article.

## Remerciements

Les auteurs remercient Mme Kathy Huet (laboratoire de phonétique, université de Mons-Hainaut, Mons, Belgique) pour sa contribution aux interprétations psychoacoustiques.

## Références

- [1] Sovijarvi AR, Dalmaso F, Vanderschoot J, et al. Computerized respiratory sound analysis (CORSA): recommended standards for terms and techniques. Appendix: abbreviations and acronyms for terms involved in computerized respiratory sound studies. *Eur Respir Rev* 2000;10:647–9.
- [2] Report of the ATS/ACCP Ad Hoc Subcommittee on Pulmonary Nomenclature. Updated nomenclature for membership reaction. *ATS News* 1977;3:5–6.
- [3] Postiaux G, Lens E. Nomenclature d'auscultation pulmonaire: pourquoi pas un consensus mondial? *Rev Mal Respir* 1999;16:1075–89.
- [4] Forgacs P. Crackles and wheezes. *Lancet* 1967;203–5.
- [5] Murphy RL, Holford SK, Knowler WC. Visual lung-sound characterization by time-expanded wave-form analysis. *N Engl J Med* 1977;296:968–71.
- [6] Gavrieli N, Cugell D. *Breath sounds methodology*. CRC Press Inc; 1995. p. 203.
- [7] Mori M, Kinoshita K, Morinari H, et al. Waveform and spectral analysis of crackles. *Thorax* 1980;35:843–50.
- [8] Dalmaso F, Guarene MM, Spagnolo R, et al. A computer system for timing and acoustical analysis of crackles: a study in cryptogenic fibrosing alveolitis. *Bull Eur Physiopathol Respir* 1984;20:139–44.
- [9] Piirila P, Sovijarvi AR. Crackles: recording, analysis and clinical significance. In: series "chest physical examination". *Eur Respir J* 1995;8:2139–48.
- [10] Holford SK. *Discontinuous adventitious lung sounds: measurement, classification and modeling*. Cambridge: Massachusetts Institute of technology; 1982 [Doctoral Thesis].
- [11] Murphy RL. *Discontinuous adventitious lung sounds*. *Sem Respir Med* 1985;6:210–9.
- [12] Nath AR, Capel LH. Inspiratory crackles – early and late. *Thorax* 1974;29:223–7.
- [13] Nath AR, Capel LH. Lung crackles in bronchiectasis. *Thorax* 1980;35:694–9.
- [14] Piirila P, Sovijarvi AR, Kaisla T, et al. Crackles in patients with fibrosing alveolitis, bronchiectasis, COPD, and heart failure. *Chest* 1991;99:1076–83.
- [15] Vyshedskij A, Alhasem RM, Oaciej R, et al. Mechanism of inspiratory and expiratory crackles. *Chest* 2009;135:156–64.
- [16] Landercy A, Leclercq F. Perception des sons sinusoïdaux brefs. *Rev Acoust* 1976;37:30–134.
- [17] Stewart GW. Problems suggested by an uncertainty principle in acoustics. *J Acoust Soc Am* 1931;3:325–9.
- [18] Zwicker E, Fastl H. *Psycho-acoustics. Facts and model*. Springer Verlag; 1999. p. 416.
- [19] Bossert T, Chapelle P, Lens E, et al. L'analyse acoustique des bruits respiratoires. *Rev Acoust* 1985;75:494–502.
- [20] Postiaux G, Lens E. Crackles and surrounding respiratory sounds. In: *International lung sounds conference (ILSA) (abstract)*. 1990.
- [21] Gavrieli N. *Breath sounds methodology*. CRC Press; 1995. p. 203.
- [22] Murphy RL, Del Bono EA, Davidson F. Validation of an automatic crackle (rale) counter. *Am Rev Respir Dis* 1989;140:1017–20.
- [23] Hoovers J, Loudon RG. Measuring crackles. *Chest* 1990;98:1240–3.
- [24] Charlier J-L. *Linear similarity coefficient with estimation of curve homogeneity*. Mons, Belgium: University of Hainaut, Experimental Acoustic Laboratory; 1985.
- [25] Murphy RL, Gaensler EA, Holford SK, et al. Crackles in the early detection of asbestosis. *Am Rev Respir Dis* 1984;129:375–9.
- [26] Doi I, Ukita H, Homma Y, et al. A new method for the analysis of individual waveform and spectral characteristics of crackles.



- Standard values for fine and coarse crackles. In: Proc 14th International lung sounds conference (ILSA). 1989.
- [27] Piirila P, Sovijarvi AR, Kaisla T, et al. Crackles in patients with fibrosing alveolitis, bronchiectasis, COPD and heart failure. *Chest* 1991;99:1076–83.
- [28] Katila T, Piirila P, Kallio K, et al. Original waveform of lung sound crackles: a case study of the effect of high-pass filtration. *J Appl Physiol* 1999;71:2173–7.
- [29] Ploysongsang Y, Iyer VK, Ramamorthy PA. Modeling of normal lung sounds by an autoregressive technique (abstract). *Chest* 1994;1:365.
- [30] Ploysongsang Y, Michal RP, Rossi A, et al. Early detection of pulmonary congestion and edema in dogs by using lung sounds. *J Appl Physiol* 1989;66:2061–70.
- [31] Forgacs P. Lung sounds. Baillière Tindall; 1978. p. 72.
- [32] Fredberg GJ, Holford SK. Discrete lung sounds: crackles (rales) as stress-relaxation quadrupoles. *J Acoust Soc Am* 1983;73:1036–46.
- [33] Weibel ER. Beau poumon – bon poumon? *Rev Mal Respir* 2004;21:65–71.
- [34] Weibel ER. What makes a good lung? *Swiss Med Wkly* 2009;139:375–86.
- [35] Loudon RG. The lung speaks out. *Am Rev Resp Dis* 1982;126:411–2.
- [36] Donnerberg RL, Druzgalski CK, Hamlin RL, et al. Sound transfer function of the congested canine lung. *Br J Dis Chest* 1980;74:23–31.
- [37] Ploysongsang Y, Martin RR, Ross WR, et al. Breath sounds and regional ventilation. *Am Rev Respir Dis* 1977;116:187–99.
- [38] Bregman AS, Pinker S. Auditory streaming and the building of timbre. *Can J Psychol* 1978;32:19–31.
- [39] Hartman WM. Perception of periodic complex tones. In: *Signals sound and perception*. Springer; 2000. p. 117–49 [Chapter 6].
- [40] Godin A, Piérart B. Perception de la durée séparant deux stimuli acoustiques – apport des techniques programmables sur micro-ordinateur. *Rev Acoust* 1985;75:503–10.
- [41] Bregman AS. Auditory streaming is cumulative. Human perception and performance. *J Exp Psychology* 1978;4:380–7.
- [42] Leipp E. Le pouvoir séparateur temporel: paramètre informationnel capital du système auditif. *Rev Acoust* 1979;50:197–201.
- [43] Nath AR, Capel LH. Inspiratory crackles and mechanical events of breathing. *Thorax* 1974;29:695–8.