

## Proposition d'une kinésithérapie respiratoire confortée par l'équation de Rohrer

### Application au nourrisson broncho-obstructif.

G. POSTIAUX (1), K. LADHA (2), E. LENS (1)

(1) Centre Hospitalier Notre-Dame et Reine Fabiola, B-6061 Char/eroi, Belgique.. (2) Service de pédiatrie, laboratoire de fonction pulmonaire pédiatrique, Hôpital Civil, B-6000 Charleroi, Belgique.

*L'objectif de cette étude est d'observer le comportement mécanique du système broncho-pulmonaire du nourrisson soumis à la kinésithérapie respiratoire de toilette bronchique en comparant: ES : Expiration Spontanée, ELPr : Expiration Lente Prolongée, TEF (« AFE ») : Technique de l'Expiration Forcée, TP : Toux provoquée. A partir du taux de croissance des courbes de pression pleuro-œsophagienne (P), de débit buccal (V') et de volume (V) les auteurs ont pu individualiser deux types de courbes de pression pleurale P : 1° des courbes à taux de croissance dégressif (constante physiologique produisant débits et volumes) pour ES, ELPr et TP, 2° des courbes à taux de croissance progressif (non physiologique annulant débits et volumes) pour TEF (« AFE »). L'analyse des courbes permet de proposer un modèle mathématique susceptible*

*de rendre compte de la kinésithérapie respiratoire par l'évolution de la première dérivée de l'équation de la pression motrice de Rohrer :  $dP/dt = dV' /dt.R + dV/dt.E + dV'' /dt.I$ . Des observations rapportées dans cette étude, on peut déduire que les effets mécaniques mesurés des manœuvres de toilette bronchique montrent la nécessité d'appliquer une pression thoraco-abdominale progressive et lente complétant l'expiration spontanée telle que le réalise ELPr et de contrôler les manœuvres par l'émission simultanée des bruits expiratoires à la bouche garantie d'une voie haute ouverte. Seule la TEF-« AFE » s'écarte des requis physiologiques et ne devrait donc plus figurer dans le protocole kinésithérapeutique du petit enfant. Elle pourrait être plus utilement remplacée par TP.*

### Introduction

Les répercussions des manœuvres physiques de kinésithérapie sur la mécanique ventilatoire du tout petit enfant n'ont à notre connaissance fait l'objet d'aucune approche expérimentale descriptive ou analytique. Ceci explique en partie le caractère empirique de la kinésithérapie respiratoire en l'absence d'une proposition expérimentée d'un modèle de référence mécanique. Dans l'analyse qui suit, nous envisageons en termes de mécanique ventilatoire, l'étude de

chaque technique appliquée isolément, soit l'Expiration Lente Prolongée-ELPr [1], la Technique de l'Expiration Forcée-TEF (« AFE ») et la Toux Provoquée-TP. Nous les comparons aux paramètres mécaniques de la ventilation spontanée- VS, considérée comme la référence physiologique.

### Matériel et méthode

#### POPULATION

Nous avons évalué de manière consécutive 11 enfants (tableau I), soit 10 sujets masculins, 1 sujet féminin. 2 patients souffraient d'asthme, 2 de bronchiolite, 1 patient de pneumonie et 6 sujets de bronchite.

*Tirés à part: G. POSTIAUX, à l'adresse ci-dessus.*

TABLEAU I. - *Caractéristiques de la population étudiée: n° : indice du cas, M : masculin, F : féminin, R préd : résistance pulmonaire prédite, R mes: résistance pulmonaire mesurée, % : pourcentage de la valeur mesurée par rapport à la valeur prédite, E préd : élastance dynamique prédite, E mes: élastance dynamique mesurée, % : pourcentage de la valeur mesurée par rapport à la valeur prédite. R est exprimé en hPa.s/l : hectopascal par litre par seconde, E est exprimé en hPa/l : hectopascal par litre. L'âge moyen de la population étudiée est de 10,91 mois.*

n°	âge	sexe	R préd	R mes	%	E préd	E mes	%
1	24	M	21,5	13,9	65	108,4	39,7	37
2	16	M	25,14	53,9	214	102,2	131,3	128
3	7	M	27,4	104,8	382	98,3	141,1	144
4	3	M	32,8	175	534	101,4	688	681
5	13	M	27,4	52,9	193	98,3	58,1	59
C <sub>6</sub>	6	M	33,28	128	385	88,16	508,5	577
O <sub>7</sub>	13	M	25,14	91,3	363	102,2	101	99
8	9	M	29,2	87	298	64,2	125	195
L <sub>9</sub>	16	F	24,3	84,2	347	103,7	98,3	95
L <sub>10</sub>	3	M	43,2	97,4	225	142,9	187,1	132
II	10	M	24,5	148,4	606	99,8	127,4	128

## MODALITÉS D' APPLICATION DES MANŒUVRES ÉTUDIÉES

ES : l'Expiration Spontanée résulte du phénomène ventilatoire naturel, le manipulateur n'exerce aucune action. ELPr : l'Expiration Lente Prolongée consiste à appliquer une pression abdominale lente et progressive prolongeant la fin d'une expiration spontanée. Son objectif est d'obtenir un plus grand volume expiré que lors d'une expiration spontanée. TEF ou Technique de l'Expiration Forcée (ancienne-"AFE"-contestée dans une étude précédente-6). TP : ou Toux Provoquée est une toux « naturelle » déclenchée par une pression digitale brève sur la trachée extrathoracique au-dessus de la fourchette sternale.

## MODE D'ACTION DE LA KINÉSITHÉRAPIE (fig. 4)

La kinésithérapie respiratoire chez le nourrisson est une technique aux effets expiratoires directs donc le but est de pousser l'air du poumon et les sécrétions avec lui. En termes de mécanique ventilatoire, les manoeuvres ont en fait pour effet premier de modifier le volume du thorax à partir d'une variation de pression intrathoracique qui constitue l'élément « force appliquée » ou « pression motrice », c'est la pression pleurale (-oesophagienne, P), variable d'entrée modifiant les grandeurs de sortie, débit et volume.

## COLLECTION DES COURBES (fig. 1, 2, 3).

A la fin de la série de mesures requises par une mise au point fonctionnelle, nous avons appliqué à ces enfants: la Technique de l'Expiration Forcée-TEF (« AFE »), l'Expiration Lente Prolongée-ELPr, et la Toux provoquée TP et nous avons comparé la morphologie des courbes expiratoires avec celle de l'Expiration Spontanée-ES (tracé de référence). Chez quelques petits patients, certaines manoeuvres n'ont pu être appliquées, en raison d'un éveil soit prématuré, soit causé par les manoeuvres elles-mêmes. Les paramètres mécaniques comprenaient les mesures de la résistance pulmonaire totale-RL et de l'élastance dynamique efficace-Edyn (système HERES, R.P.A.S.A., B-6040 Jumet) du système respiratoire total, en référence à une forme simplifiée de l'équation de la pression motrice du système respiratoire:  $Ppl(t) = R(t) V'(t) + E(t) V(t)$ , où Ppl est la pression motrice qui produit les variations de débit ( $V'$ ) et de volume ( $V$ ) à l'instant t suivant un principe de mesure décrit dans une parution précédente (2,3). Les patients sont sous légère sédation (hydrate de chloral-50 mgr/kg) qui n'interfère pas avec les mesures (4,5). L'appareil affiche en continu les courbes de pression oesophagienne-P, de débit buccal- $V'$  et de volume-expiré- $V$  (respectivement les courbes 1,2 et 3 de chaque tracé) à partir desquelles sont calculées la résistance pulmonaire efficace (RL, eff) et l'élastance dynamique efficace (Edyn, eff) (tableau 1). C'est sur la morphologie...de ces courbes que porte la présente étude.

## Résultats

### ANAL YSE DE LA MORPHOLOGIE DES COURBES

Pour chaque cas et pour chaque manoeuvre, nous avons examiné la morphologie des courbes primitives de pression (pleura-oesophagienne) (courbe n° 1 sur chaque écran), et des courbes résultantes de débit (courbes n° 2) et de volume (courbe n° 3). Trois exemples illustrent notre méthode d'analyse de la morphologie des courbes.

### Cas n° 1 (fig. 1)

Enfant de 24 mois atteint d'asthme (RL : 13,9 hPa.s/l (prédite 21,52 Hpa.s/l), Edyn : 39,7 hPa/l (prédite: 108,4 hPa/l), fonction pulmonaire normale. A. ES : Début de la phase expiratoire en a1, fin de phase en a2. La courbe

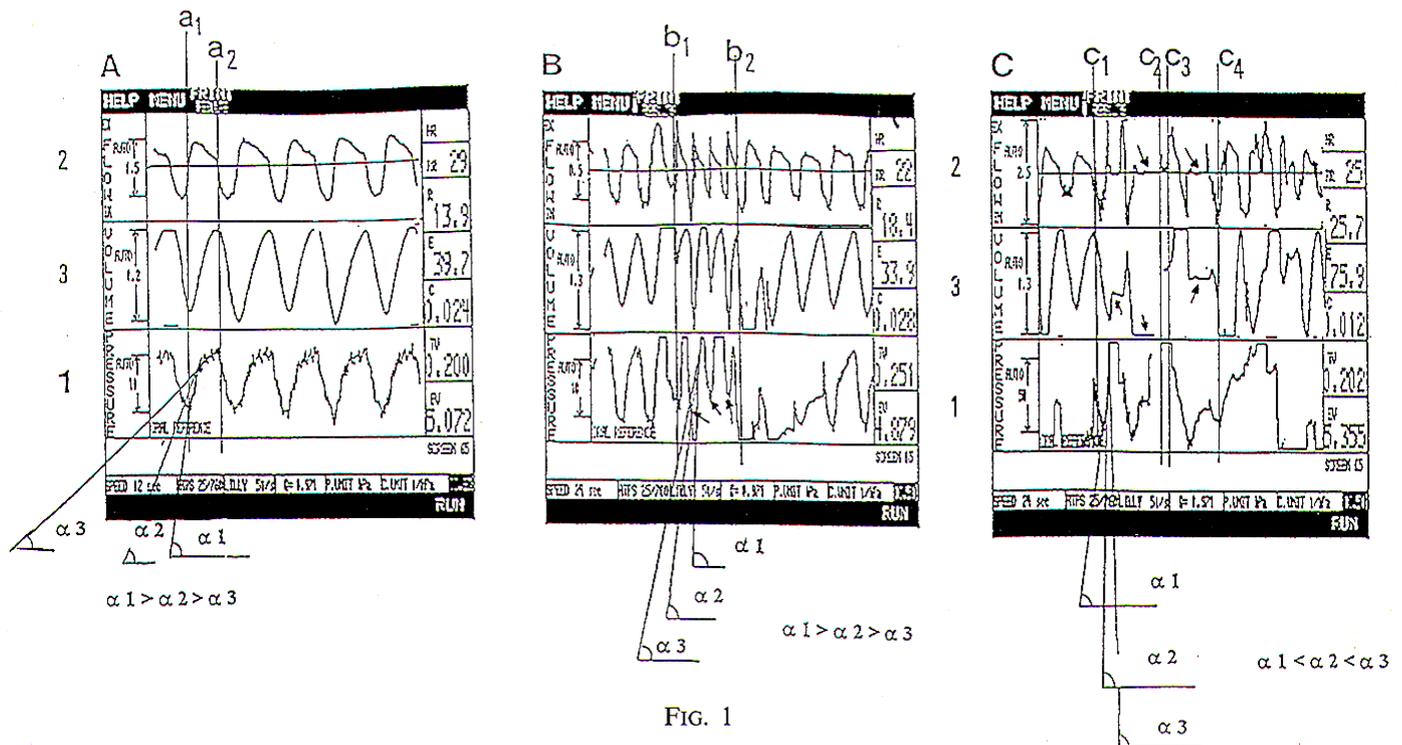


FIG. 1

FIG. 1 à 3. – Analyses graphiques des courbes obtenues chez chaque patient lors des situations ventilatoires considérées : en A : ventilation spontanée – VS, en B : lors de l'Expiration Lente Prolongée – ELPr, en C : lors de la Technique de l'Expiration forcée – TEF (« AFE »), en D : lors de la Toux Provoquée – TP. Les barres verticales marquent le début et la fin de la phase expiratoire de chaque situation ventilatoire considérée. La base de temps est de 30 secondes. Les traits verticaux indiquent le début et la fin des différentes situations ventilatoires considérées : soit le début et la fin de la phase expiratoire pour ES (écran A), le début et la fin de l'application de la pression manuelle exercée par l'expérimentateur pour ELPr (écran B) et TEF (écran C), et le moment de la pression trachéale et la fin de la salve tussive pour TP (écran D). Les valeurs numériques affichées à droite de chaque écran ne correspondent pas aux valeurs mesurées de la base de temps en question et ne doivent pas être prises en considération.

de pression pleurale (courbe 1, inférieure) affiche d'abord un taux de croissance rapide qui va ensuite en diminuant pour présenter une forme en plateau en fin d'expiration juste avant l'inversion de signe (après a2) qui marque le début de la phase inspiratoire. Le taux de croissance de la courbe peut être déterminé par la tangente à cette courbe aux points considérés. Chaque tangente définit la grandeur de l'angle  $\alpha$  qui exprime la pente de la courbe. L'évolution de la grandeur de l'angle  $\alpha$  caractérise le taux de croissance de la courbe. Dans ce cas,  $\alpha 1 > \alpha 2 > \alpha 3$ , l'angle  $\alpha$  diminue comme la pente de la courbe. Il s'agit d'un taux dégressif, nous dirons que la courbe de pression accuse un taux de croissance dégressif :  $\alpha 1 > \alpha 2 > \alpha 3$ . Pour chaque cas et chaque manœuvre, nous avons procédé à la même analyse de courbe. La courbe de débit (courbe 2, supérieure) est d'allure normale à convexité supérieure. La courbe de volume expiré (courbe 3, du milieu) est d'allure

normale, elle est obtenue par intégration numérique de la courbe de débit. B. ELPr : La pression manuelle progressive et lente appliquée à partir de b1 et jusqu'à b2, produit deux effets remarquables au niveau de la courbe de pression : 1° le taux de croissance de chaque regain de pression est dégressif, l'angle  $\alpha$  diminue progressivement durant chaque montée expiratoire (par exemple sur la deuxième montée de pression :  $\alpha 1 > \alpha 2 > \alpha 3$ ) comme lors de l'expiration spontanée, 2° la pression marque des ressauts inspiratoires (flèches en B1) correspondant à trois efforts inspiratoires suivis de trois phases de pression expiratoire au cours desquelles l'angle  $\alpha$  reste dégressif ( $\alpha 1' < \alpha 2' < \alpha 3'$ ). La courbe de débit accuse les variations correspondantes : des phases de regain qui se transforment en valeurs croissantes de volume expiré. Le sujet parvient donc avec succès à s'opposer à la poussée thoraco-abdominale exercée par l'expérimentateur, mais chaque

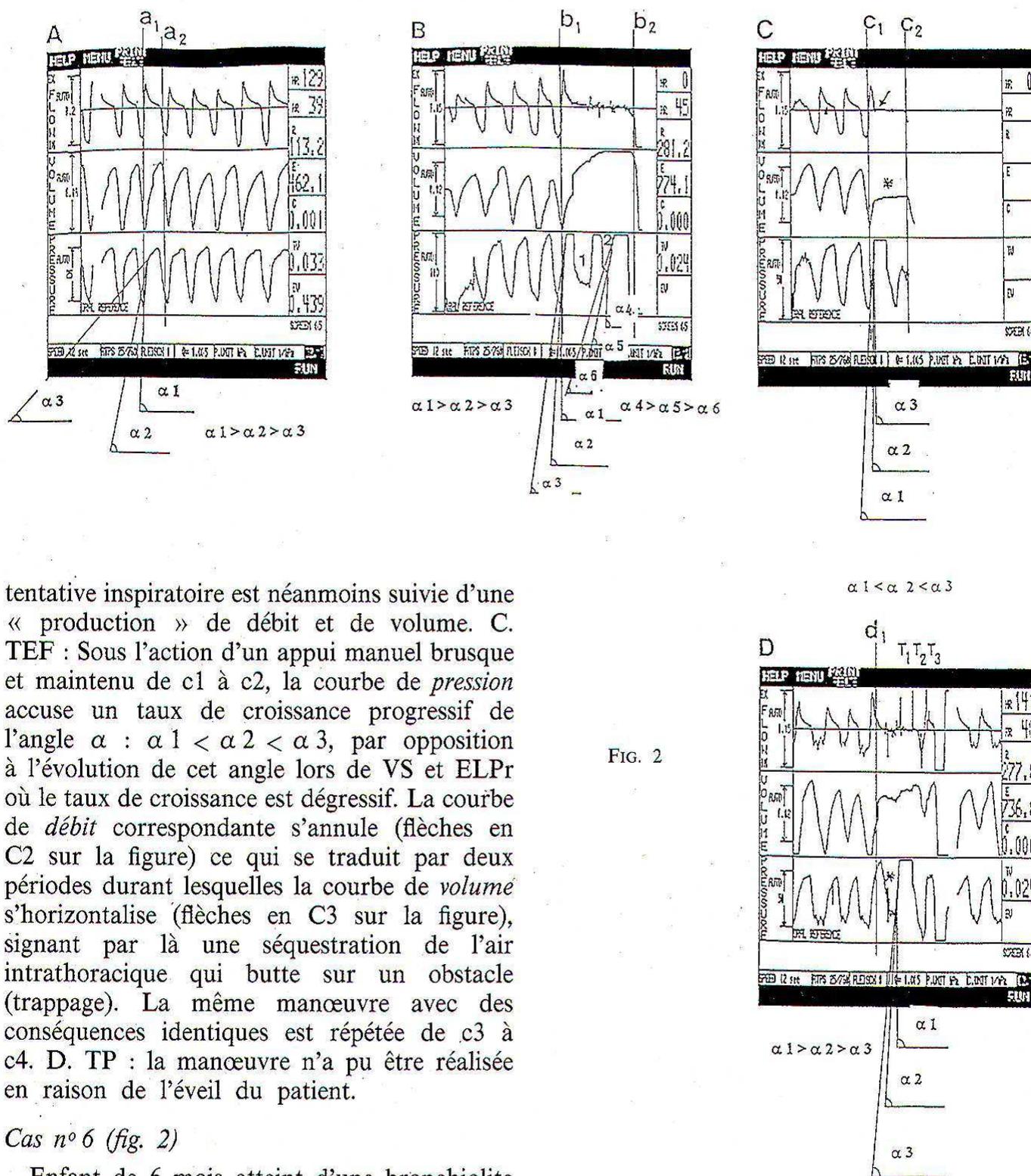


FIG. 2

tentative inspiratoire est néanmoins suivie d'une « production » de débit et de volume. C. TEF : Sous l'action d'un appui manuel brusque et maintenu de c1 à c2, la courbe de *pression* accuse un taux de croissance progressif de l'angle  $\alpha$  :  $\alpha 1 < \alpha 2 < \alpha 3$ , par opposition à l'évolution de cet angle lors de VS et ELPr où le taux de croissance est dégressif. La courbe de *débit* correspondante s'annule (flèches en C2 sur la figure) ce qui se traduit par deux périodes durant lesquelles la courbe de *volume* s'horizontalise (flèches en C3 sur la figure), signant par là une séquestration de l'air intrathoracique qui butte sur un obstacle (trappage). La même manœuvre avec des conséquences identiques est répétée de c3 à c4. D. TP : la manœuvre n'a pu être réalisée en raison de l'éveil du patient.

Cas n° 6 (fig. 2)

Enfant de 6 mois atteint d'une bronchiolite (RL : 128 hPa. S/1 (prédite : 33,28 hPa.s/l), Edyn : 508,5 hPa/l (prédite : 88,16 hPa/l), syndrome bronchopulmonaire obstructif important. A. ES : Considérant la phase expiratoire a1-a2. La courbe de *pression* affiche un taux de croissance dégressif ( $\alpha 1 > \alpha 2 > \alpha 3$ ). La courbe résultante de *débit* montre une nette convexité dirigée vers l'axe des volumes, signe d'un trouble ventilatoire obstructif important.

La courbe de *volume* n'est pas régulière, elle marque un ressaut, signe possible de la difficulté expiratoire. B. ELPr : Elle est appliquée de b1 à b2, et durant toute la durée de la poussée, deux tentatives inspiratoires ont lieu (en 1 et 2) avec reconstitution de la courbe de *pression* qui à chaque reprise présente les mêmes caractéristiques d'un taux de croissance dégres-

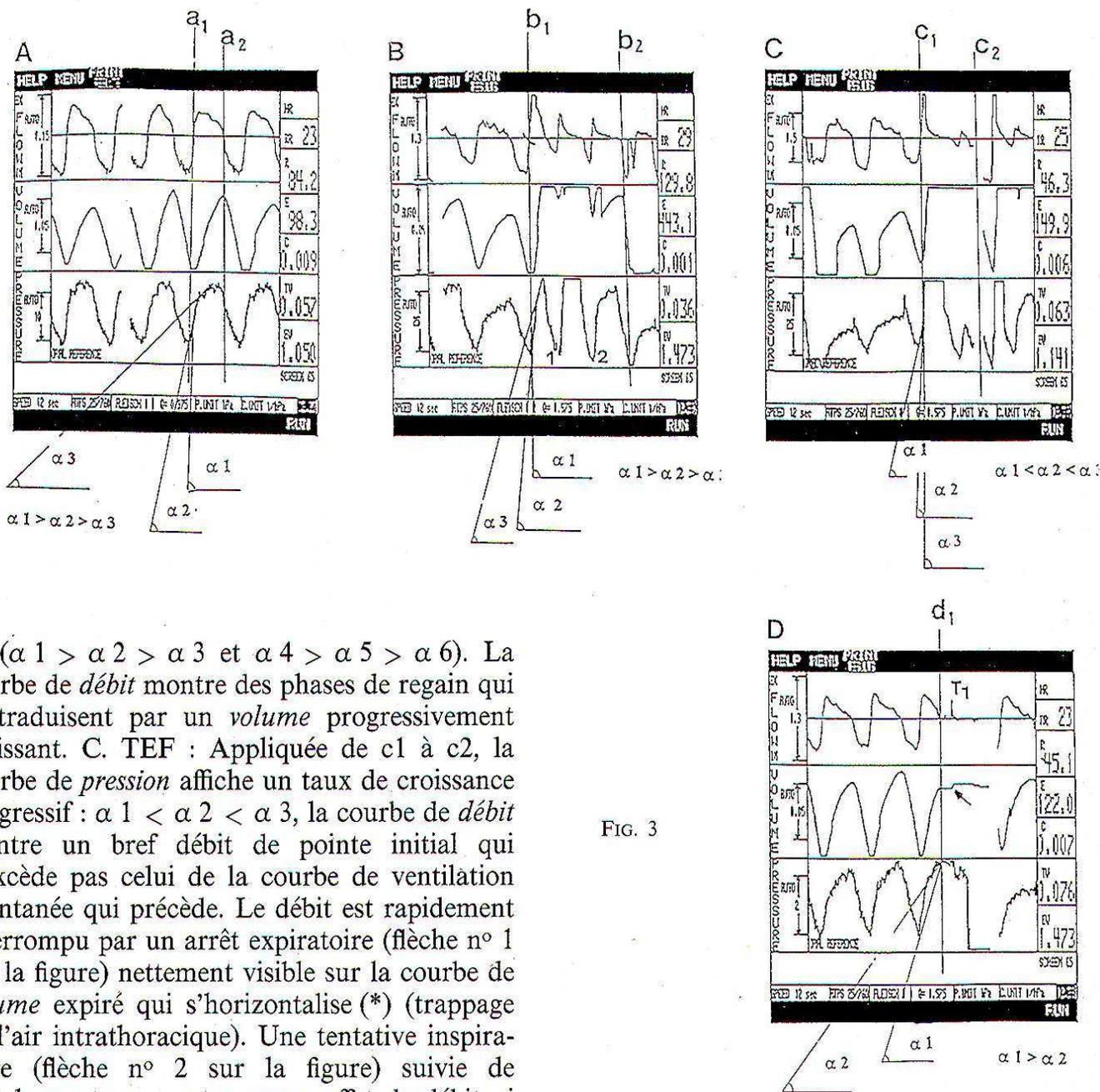


FIG. 3

sif ( $\alpha 1 > \alpha 2 > \alpha 3$  et  $\alpha 4 > \alpha 5 > \alpha 6$ ). La courbe de *débit* montre des phases de regain qui se traduisent par un *volume* progressivement croissant. C. TEF : Appliquée de c1 à c2, la courbe de *pression* affiche un taux de croissance progressif :  $\alpha 1 < \alpha 2 < \alpha 3$ , la courbe de *débit* montre un bref débit de pointe initial qui n'excède pas celui de la courbe de ventilation spontanée qui précède. Le débit est rapidement interrompu par un arrêt expiratoire (flèche n° 1 sur la figure) nettement visible sur la courbe de *volume* expiré qui s'horizontalise (\*) (trappage de l'air intrathoracique). Une tentative inspiratoire (flèche n° 2 sur la figure) suivie de relâchement ne montre aucun effet de débit ni donc de volume. Ce trappage dure durant tout le temps d'application de la pression manuelle de l'expérimentateur. D. TP : La pression trachéale est exercée en d1, elle est immédiatement suivie d'une pression à direction inspiratoire (\* : inspiration préparant l'effort de toux) puis d'une hausse de *pression* à direction expiratoire accompagnée de l'apparition d'un pic de *débit* très acéré et d'un faible *volume* expiré. Trois efforts de toux successifs (T1, T2, T3) de ce type ont lieu à partir du même seul phénomène d'excitation trachéale. Lors de chaque effort tussif, la morphologie de la courbe de pression est identique, affichant chacune un taux de croissance dégressif  $\alpha 1 > \alpha 2 > \alpha 3$ .

Cas n° 9 (fig. 3)

Enfant de 16 mois atteint d'une bronchite RL : 84,2 hPa.s/l (prédite : 24,3 hPa.s/l), Edyn : 98,3 hPa/l (prédite : 103,7 hPa/l), syndrome broncho-obstructif de gravité moyenne. A. ES : Considérée de a1 à a2, le taux de croissance de la courbe de *pression* est dégressif :  $\alpha 1 > \alpha 2 > \alpha 3$ . Les courbes de *débit* et de *volume* sont sans particularité. B. ELPr : La poussée manuelle s'exerce de b1 à b2 durant laquelle le sujet tente par deux

fois d'inspirer (en 1 et 2) en s'opposant à cette poussée. Chaque courbe de *pression* présente un taux de croissance dégressif:  $a_1 > a_2 > a_3$ . S'en suivent des regains de *débit* expiratoire avec *volume* complémentaire expiré (courbe à fond d'échelle cependant contrôlée sur l'indicateur de volume expiré). C. TEF : Appliquée de c1 à c2, le taux de croissance de la courbe de *pression* est intermédiaire, d'abord dégressif puis progressif; on observe un regain de *débit* expiré en cours de manœuvre avec un *volume* conservé. D. TP : La pression trachéale est exercée en dl. On observe un blocage expiratoire « préparant » la production d'une courbe de *débit* très acérée (TI) mais peu ample avec émission d'un *volume* peu important (flèche sur la figure). La courbe de *pression* affiche un taux de croissance dégressif ( $a_1 > a_2$ ).

#### SYNTHÈSE DES COURBES (n = 11)

#### Évolutions comparées des taux de croissance de la pression œsophagienne (tableau II)

ES produit dans 100 % des cas une courbe de pression dont le taux de croissance est dégressif comme l'angle *a*. Il en va de même pour TP. ELPr produit 92 % de courbes expiratoires dont le taux de croissance est dégressif et 8 % dont le taux de croissance est progressif. TEF(« AFE ») montre 22 % des courbes dont le taux de croissance est dégressif et 78 % dont le taux de croissance est progressif TEF se distingue donc nettement par ses effets sur la courbe de pression des trois autres événements expiratoires.

#### Évolutions comparées des courbes résultantes de débit (tableau III)

Dans 100 % des cas, ES affiche une courbe de débit expiré continue, non interrompue, il en va de même pour TP lorsque s'ouvre la voie aérienne haute. ELPr produit un débit par regains dans 69 % des cas, tandis que le débit est interrompu dans 31 % des cas. TEF se distingue à nouveau par un rapport inverse des débits obtenus: trappage ou blocage haut situé dans 73 % des cas, débit conservé dans

TABLEAU II. - Évolutions comparées des taux de croissance de la pression œsophagienne pour chaque cas et lors de chaque situation ventilatoire. n° : indice du cas, ES : Expiration Spontanée, ELPr: Expiration Lente Prolongée, TEF: Technique de l'Expiration Forcée, TP: Toux Provoquée. < : taux de croissance dégressif, > : taux de croissance progressif, - : manœuvre non exécutée. Pour la signification des pourcentages, voir le texte.

n°	ES	ELPr	TEF"AFE'	TP
1	<	<	>	-
2	<	<	<	-
3	<	<	>	-
4	<	<	>	-
5	<	<	-	-
6	<	<	>	<
7	<	<	-	-
8	<	<	-	-
9	<	<	<	<
10	<	>	>	<
11	<	<	>	<
	100 % <	92% < 8% >	22% < 78 % >	100% <

TABLEAU III. - Caractéristiques comparées des courbes de débit expiré pour chaque cas et lors de chaque situation ventilatoire. ++ : débit conservé et continu, + : débit conservé avec interruptions (regains de débit, voir texte), - débit interrompu, n° : indice du cas, ES: Expiration Spontanée, ELPr: Expiration Lente Prolongée, TEF: Technique de l'Expiration Forcée, TP: Toux Provoquée \* : le débit conservé dans ce cas est en rapport avec une courbe de pression à taux de croissance dégressif. Pour la signification des pourcentages, voir le texte.

n°	ES	ELPr	TEF"AFE'	TP
1	(++)	(+)	(-)	0
2	(++)	(+)	(-)	0
3	(++)	(+)	(+) * <	0
4	(++)	(-)	(+)	0
5	(++)	(+)	0	0
6	(++)	(+)	(-)	(+)
7	(++)	(+)	(-)	0
8	(++)	(-)	(-)	0
9	(++)	(+)	(+) * <	(+)
10	(++)	(-)	(-)	(+)
11	(++)	(-)	(-)	(+)
	100 % (++)	69% (+) 31 % (-)	27 % (+) 73 % (-)	100% (+)

27 % des cas. Il est à noter que dans ces derniers cas (deux cas sur trois), la courbe de pression affichait un taux de croissance dégressif comme en présentent les trois autres manœuvres. TP produit un débit expiré dans 100 % des cas.

#### Évolutions comparées des courbes de volume résultantes (tableau IV)

Les mêmes proportions sont observées que pour les débits pour chaque manœuvre. Le volume obtenu au moyen de ELPr est supérieur à celui observé lors de la ventilation de repos. Signalons que lorsque TEF produit un volume, celui-ci est également augmenté.

TABLEAU IV. - Caractéristiques comparées des courbes de volume expiré pour chaque cas et lors de chaque situation ventilatoire. + : volume expiré normal (référence), ++ : volume expiré conservé et amplifié, - : courbe de volume interrompue: « trappage de l'air intrathoracique », nO: indice du cas., ES : Expiration Spontanée, ELPr : Expiration Lente Prolongée, TEF: Technique de l'Expiration Forcée, TP: Toux Provoquée \* : un volume amplifié dans ce cas est en rapport avec une courbe de pression à taux de croissance dégressif Pour la signification des pourcentages, voir le texte.

n°	ES	ELPr	TEF"AFE'	TP
1	(+)	(++)	(-)	0
2	(+)	(++)	(-)	0.
3	(+)	(++)	(++)* <	0
		(-)	(++)	
4	(+)	(++)	0	0
5	(+)	(++)	0	0
		(++)		
6	(+)	(++)	(-)	(+)
7	(+)	(++)	(-)	0
8	(+)	(-)	(-)	0
9	(+)	(++)	(++)* <	(+)
		(-)	(-)	
10	(+)	(-)	(-)	(+)
11	(+)	(-)	(-)	(+)
	100%	69%	27%	100%
	(+)	(++)	(++)	(+)
		31 % (-)	73 % (-)	

## Discussion

LA KINÉSITHÉRAPIE MODIFIE L'ÉTAT INITIAL DU SYSTÈME RESPIRATOIRE: VARIABLES D'ENTRÉE ET DE SORTIE

L'appareil respiratoire doit être considéré comme un système (fig. 4) c'est-à-dire comme

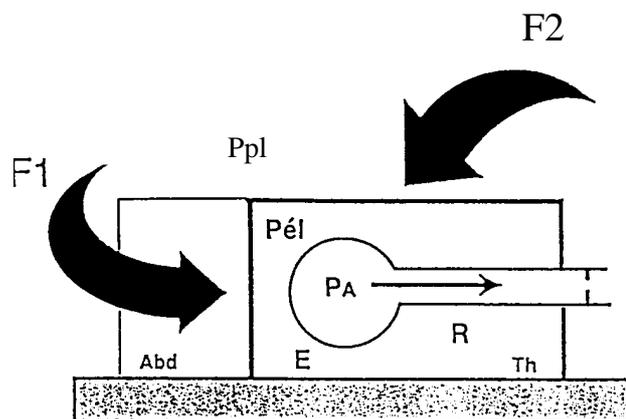


FIG. 4. - Modèle mécanique de référence en kinésithérapie respiratoire (voir texte). L'appareil respiratoire doit être considéré comme un système c'est-à-dire comme un ensemble d'éléments réunis pour une même fonction. Lorsque le sujet lui-même, ou le kinésithérapeute, agissent pour modifier l'état du système, ils lui appliquent une force qui modifie son état initial. La figure représente le système ventilatoire d'un nourrisson en décubitus dorsal sur un plan d'appui rigide. Le système ventilatoire est représenté par un caisson déformable à une seule sortie aérienne (la sortie trachéale) auquel deux forces simultanées et de même direction sont appliquées, la pression manuelle du kinésithérapeute sur le compartiment thoracique représenté par le vecteur F1 et la pression manuelle appliquée sur la face inférieure du diaphragme représentée par le vecteur F2, via le compartiment abdominal assimilable à une masse liquidienne. Ces forces vont concourir à modifier le volume initial du système. Ppl : pression pleurale, Pél : pression élastique, PA : pression alvéolaire, E : lieu de l'élastance, R : lieu de la résistance, Abd: compartiment abdominal, Th : compartiment thoracique...

un ensemble d'éléments réunis pour une même fonction. Lorsque le sujet lui-même, ou le kinésithérapeute, agissent pour modifier l'état du système, ils lui appliquent une force qui modifie son état initial. L'étude du comportement dynamique de ce système implique la connaissance de la ou des grandeurs physiques de commande, ou variables d'entrée, et des grandeurs physiques de sortie. Que ce soit sous l'action des muscles expirateurs ou de la pression manuelle du thérapeute, la variable d'entrée qui va modifier l'état du système est la modification de pression pleurale qu'il faut considérer comme la pression motrice primitive qui tend à faire varier (diminuer en l'occurrence) le volume pulmonaire. Ceci entraîne une augmentation de la pression à l'intérieur des alvéoles qui devient supérieure à la pression atmosphérique. Ce gradient de pression produit le débit buccal et son intégrale, le volume, variables de sortie du système. En fait, toute

manœuvre de kinésithérapie exploite ce principe fondamental: quelle que soit la technique mise en œuvre, rapide ou lente, saccadée ou continue, inspiratoire ou expiratoire, quelle qu'en soit l'appellation (et celles-ci sont nombreuses et fort imagées, créant le plus souvent la confusion) ou encore l'accessoire utilisé (qui ne sont le plus fréquemment que des moyens d'auto contrôle ou des réducteurs de débit, des hausseurs de pression ou des exerceurs inspiratoires ou expiratoires ou encore des inducteurs d'oscillations et de toutes catégories) il s'agit toujours d'appliquer des contraintes différentielles au système via les variations de pression pleurale ou de la pression transpulmonaire, gradient de pression pleuro-buccale. A cet égard, les kinésithérapeutes francophones ont fait preuve de beaucoup d'imagination en ce qui concerne les techniques appliquées au jeune enfant. Les anglo-saxons ont plutôt transposé les techniques supposées efficaces de l'adulte: drainage postural, percussions-vibrations notamment, en supposant des physiologies et des réponses similaires du système respiratoire de l'enfant. Cette transposition inappropriée des techniques de l'adulte à l'enfant explique sans doute les résultats négatifs obtenus par la seule étude qui nous est connue d'une population de nourrissons bronchiolotiques [7]. Afin d'étudier les techniques de kinésithérapie visant à obtenir les variables de sortie mentionnées, il est donc logique de s'intéresser en premier lieu aux modifications de la variable d'entrée que produisent ces techniques à savoir la pression pleurale-œsophagienne, pression « motrice» du système et son évolution que l'on apprécie par la morphologie de son tracé. Dans la présente étude, nous ne nous sommes pas intéressés aux valeurs terminales, absolues de la pression pleurale, posant par hypothèse que si le thérapeute appuie avec la même force dans tous les cas, les pressions terminales peuvent être équivalentes. Par contre, la manière d'atteindre cette pression terminale peut varier, c'est pourquoi il nous a paru pertinent d'en étudier l'évolution c'est-à-dire la forme ou la courbure des courbes et en fonction de celles-ci les variables de sortie, débit et volume, dans l'espoir d'en dégager des éléments distinctifs susceptibles de différencier les techni-

ques entre elles ou encore d'en apprécier la validité mécanique.

#### SIGNIFICATION DES COURBES OBTENUES

##### *Manœuvres physiologiques et non physiologiques*

On observe que dans 100 % des cas, ES et TP affichent un taux de croissance dégressif de la pression motrice (*tableau II*); c'est-à-dire une valeur décroissante de l'angle  $\alpha$  au cours de la phase expiratoire; l'angle  $\alpha$  est obtenu par la tangente à la courbe qui dans ces cas est concave vers le bas, en rapport avec débits et volumes escomptés. On doit donc considérer ces situations expiratoires comme des événements physiologiques puisque de surcroît le thérapeute n'y intervient pas directement; lors de la toux, sa seule intervention consiste à déclencher le phénomène par voie réflexe, c'est-à-dire en excitant la trachée extrathoracique, le manipulateur n'intervient donc pas dans la réalisation de l'acte de toux lui-même. Par contre, l'expiration lente prolongée-ELPr et la technique de l'expiration forcée-TEF affichent des résultats contrastés: ELPr obtient 92 % de courbes physiologiques et seulement 8 % de courbes non physiologiques; tandis que TEF obtient un très mauvais score puisque dans 78 % des cas une courbe à taux de croissance progressif, c'est-à-dire une augmentation progressive de l'angle  $\alpha$  obtenu par la tangente à la courbe qui est dès lors concave vers le haut. Parallèlement, ELPr obtient 69 % de débits et de volumes conservés ou augmentés (même si la courbe de débit est fractionnée, à ressauts) tandis que TEF n'obtient que 27 % de courbes de débits et volumes non interrompus. Lors de TEF, on constate donc que les débits s'effondrent et que les volumes sont interrompus dans la grande majorité des cas; ceci signifie qu'une séquestration de l'air intrathoracique a lieu en amont d'un lieu de fermeture qui correspond soit au collapsus bronchique proximal, soit à une fermeture de glotte. La présente étude ne peut le préciser [8]. L'élément à prendre en compte ici est l'arrêt des débits et des volumes qui conduit à soumettre le thorax à une force de compression inutile qui

pourrait s'avérer délétère. De toute façon, postulant qu'une émission de sécrétions ne peut se faire que de manière concomitante à l'émission d'un volume d'air, cette manœuvre est vaine quant au but recherché. De surcroît, on peut observer que le volume d'air initial obtenu en début de courbe de TEF reste inférieur à celui d'une expiration spontanée! La courbe de débit obtenue par ELPr présente une allure caractéristique que nous avons décrite précédemment [6], c'est-à-dire, qu'elle présente des regains visibles durant toute la durée de la pression appliquée ce qui aboutit surtout à un volume expiré global plus important que lors d'une expiration spontanée, c'est bien le but poursuivi par la manœuvre: obtenir la meilleure déflation pulmonaire possible qui nous paraît l'élément épuratif dominant de la toilette bronchique, davantage que le rôle des débits avec la possibilité d'une action plus distale dans l'arbre trachéo-bronchique. Il est cependant indiqué d'épingler le fait que ELPr échoue dans 31 % des cas affichant des effets similaires à la TEP. Quoique que cela ne soit pas la majorité des réactions, ceci montre bien la difficulté d'augmenter débits et volumes de manière artificielle chez le nourrisson. En résumé, ces résultats montrent que ce qui distingue bien une courbe physiologique d'une courbe non physiologique est son taux de croissance, c'est-à-dire la courbure de la courbe: un taux dégressif a le plus de chances d'obtenir débits et volumes escomptés, un taux progressif produit la plupart du temps à une séquestration de l'air intrathoracique. On peut dès lors logiquement conclure que la technique de l'expiration forcée- TEF (« AFE ») constitue une manœuvre antiphysiologique dont les effets thérapeutiques supposés (?) doivent être remis en question. Étant donné ces caractéristiques, nos résultats indiquent qu'elle ne devrait plus figurer dans l'arsenal kinésithérapeutique du petit enfant. Nous concevons qu'à propos d'une technique « de soin » si populaire, une telle conclusion soit inattendue mais il est nécessaire de rappeler que d'une part cette technique, à notre connaissance, n'avait auparavant fait l'objet d'aucune approche analytique de type mécanique telle que celle rapportée ici, que d'autre part, la validation scientifique de cette

méthode fait défaut. Par conséquent, en l'absence de données contradictoires aux résultats rapportés ici, ne convient-il pas, d'un strict point de vue éthique (et de sécurité), d'en conseiller le retrait provisoire des protocoles thérapeutiques et de l'usage courant?

#### *Rapport entre kinésithérapie et physiologie*

Le cas n° 1 (fig. 1) est le seul cas de TEF où nous avons observé une allure de courbe de débit similaire à celle obtenue lors de TP, c'est-à-dire très acérée, avec faible volume expiré laissant supposer de grandes vitesses animant les molécules d'air expiré. Ici une courbe physiologique a donc pu être obtenue, mais il s'agit du seul exemple de ce type. D'autre part, rappelons que c'est dans seulement 27 % des cas que débits et volumes escomptés ont pu être observés lors de TEF mais il convient de faire remarquer que les courbes qui les ont produits affichent un taux de croissance dégressif. Ceci confirme le fait qu'un taux de croissance dégressif (angle décroissant) de la courbe expiratoire de pression pleurale constitue bien le caractère basal différentiel des différentes situations ventilatoires, physiologiques-efficaces sur les débits et volumes et non physiologiques interrompant débits et volumes. A propos du cas n° 6 (fig. 2), une comparaison tout à fait intéressante s'impose entre la courbe de TEF (en C sur la figure 2) et celle de TP (en D sur la figure 2). Dans les deux cas, il s'agit bien d'une expiration forcée, mais la première est imposée par le manipulateur tandis que la seconde est l'effet d'un effort expiratoire personnel du petit patient. A l'évidence, cette dernière (TP) produit la « bonne » courbe, physiologique, de pression puisque son taux de croissance est dégressif alors que le taux de la première (TEF) est progressif et aboutit immédiatement à un arrêt expiratoire visible sur les courbes de débit et de volume. Ce fait est remarquable dans la mesure où l'on voit qu'une manœuvre imposée par le manipulateur est « refusée »; elle ne parvient quasi jamais à reproduire celle que la « nature » a mise en place. Ceci incite en quelque sorte à la modestie face aux événements physiologiques que l'on tente de reproduire! Autrement dit, d'un point de vue pratique, ce que le manipulateur tente

d'obtenir avec des pressions externes appliquées de manière abrupte, comme dans la technique de l'expiration forcée, est beaucoup mieux réalisé par le patient lui-même lors de la toux sans qu'apparaissent les inconvénients de trappage d'air. Il est dès lors intéressant de s'interroger sur le « mécanisme protecteur du débit et du volume » qui préside à la réalisation d'un tel phénomène naturel. Ceci pourrait aussi signifier qu'une kinésithérapie efficace, et les études de notre groupe montrent l'intérêt du schéma thérapeutique associant ELPr et TP, est celle qui colle au plus près à la physiologie! Il s'agit véritablement d'une « physio-thérapie », c'est-à-dire celle qui favorise une kinésithérapie qui va dans le sens des phénomènes mécaniques naturels ou physiologiques lorsque ceux-ci sont dépassés par l'importance de l'encombrement. Le présent travail confirme la valeur intrinsèque de TP versus TEP. Néanmoins, il n'est pas exclu que l'augmentation transitoire du débit observée lors de TEF puisse avoir un effet épuratif proximal; cependant comme dans le cas commenté ici, la courbe de débit ainsi obtenue est inférieure à celle d'une expiration spontanée, ce qui lui ôte vraisemblablement l'effet potentiel évoqué.

#### COMPÉTITION ENTRE DÉBIT ET VOLUME, ENTRE R ET E

Le système respiratoire peut être modélisé comme un système mécanique linéaire basé sur le concept théorique décrit par Rohrer en 1915 (9). Ce modèle mathématique est exprimé par la relation qui a servi aux mesures effectuées dans cette étude et qui peut s'écrire:  $P = R.V' + E.V. + IV''$ . (1) où P représente la pression transpulmonaire, R la résistance, V' le débit mesuré à la bouche, E l'élastance dynamique, V le volume, I l'inertie et V'' l'accélération du volume, et qui peut s'exprimer ainsi: la pression pleurale doit vaincre la pression résistive, la pression élastique et la pression inertielle, ce qui peut s'écrire:  $P_{pl} = (P_{alv} - P_{atm}) + (P_{endoth.} - P_{alv})$  (2) où  $(P_{alv} - P_{atm})$  est le gradient de pression alvéolo-buccal et  $(P_{endoth.} - P_{alv})$  est le gradient de pression tissulaire, et l'on néglige le

dernier élément parce qu'il est très faible par rapport aux phénomènes résistif et élastique [10-13]. Dans l'équation (1), P, V' et V sont des variables qui sont continuellement mesurées, numérisées et mémorisées dans le système d'analyse pour déterminer les coefficients R et E de l'appareil respiratoire, considérées comme constantes, en fait on peut dire que « P contient R et E ». Ce principe de mesure a pour avantage théorique de baser le calcul sur des mesures multiples et de minimiser ainsi les erreurs de mesure. De la même manière, dans nos expériences, le manipulateur qui se substitue en quelque sorte à la pression thoracique en lui imposant des modifications de plusieurs types fait ainsi varier V' et V. Dès lors, à pressions terminales équivalentes, la somme des éléments de l'équation doit rester constante, il s'ensuit que pour maintenir l'égalité constante, les couples V'.R et V.E doivent varier en sens inverse. En effet, dans l'équation de la pression motrice qui a servi aux mesures, on retrouve la somme dans l'élément de droite des deux pressions, résistive et élastique, que Ppl doit vaincre. Nous posons dès lors l'hypothèse qu'une pression lente favorise l'expression de « V soumis à E » et qu'en cas de possibilité d'appliquer une pression plus rapide au mieux au moyen de TP, TEF (« AFE ») s'avérant rarement possible chez le tout petit, on sollicite davantage le premier élément « V' soumis à R » qui peut ainsi s'exprimer. En quelque sorte, on peut dire que l'un s'exprime au détriment de l'autre. On pourrait ainsi écrire:

$$ELPr = P = V'.r (\downarrow) + V.E (\uparrow) \quad (3) \text{ et}$$

$$TP = P = V'.R (\uparrow) + V.E (\downarrow) \quad (4).$$

Grâce aux courbes, on voit bien que si l'on appuie lentement comme lors de ELPr, le volume obtenu est plus important tandis que les débits de pointe sont plus faibles, mais si l'on appuie fort, brusquement, comme le fait naturellement TP et comme y parvient (rarement) TEF, des courbes de débit très acérées avec bons débits de pointes sont observées. D'un point de vue pratique, on sent bien intuitivement et on peut aisément reproduire ce fait sémiologique important, que ELPr peut faire entendre à la bouche des craquements de moyenne fréquence, ce qui témoigne d'un encombrement distal, tandis que



où, d'un point de vue mécanique, TP fait apparaître un point d'égalité pression-PEP pour une action proximale, ELPr tentant de l'éviter et visant ainsi une action plus distale ; les deux manœuvres produisent donc des forces de friction à des étages différents de l'arbre trachéo-bronchique. Dès lors et quoiqu'une frontière nette soit impossible à établir, nous proposons le schéma logique de la figure 5 qui tente de situer cette action dans le modèle anatomique repris.

**PROPOSITION D'UN MODÈLE  
PHYSICO-MATHÉMATIQUE DE RÉFÉRENCE  
DE LA KINÉSITHÉRAPIE RESPIRATOIRE  
CHEZ L'ENFANT**

Comme on l'a vu, l'évolution de la courbe de pression détermine le type de manœuvre respectant ou ne respectant pas la physiologie. Plus précisément, il s'agit du taux de croissance de la pression œsophagienne, montrant qu'une courbe à taux de croissance dégressif est celle qui a le plus de chances de produire débits et volumes escomptés, tandis qu'une courbe présentant un taux de croissance progressif aboutit presque systématiquement à l'arrêt expiratoire et à l'interruption des débits et volumes expirés. Le taux de croissance de la pression transpulmonaire constitue donc bien l'élément graphique qui différencie le mieux une manœuvre efficace d'une manœuvre inefficace. D'un point de vue mathématique, ce taux de croissance peut s'exprimer au moyen de la dérivée première de la courbe (fig. 6). En effet, la pente de chaque courbe reste positive, mais dans le premier cas, sa courbure présente une concavité dirigée vers le bas : en mathématique, l'expression graphique de cette particularité est la dérivée décroissante dans l'intervalle de courbe considéré (intervalle A'-B', fig. 6, 2). Dans le second cas, la pente de la courbe est également positive, mais sa concavité est dirigée vers le haut, ce qui signifie en terme de mathématique que sa dérivée (ou taux de croissance) est croissante dans l'intervalle considéré (intervalle A-B, fig. 6, 1). On peut en déduire que lorsque la dérivée décroît (par valeurs positives), la fonction décrit une courbe à concavité inférieure, et inversement, quand la

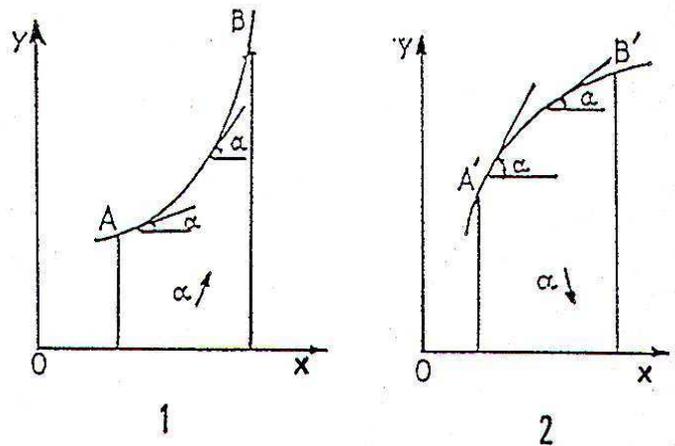


FIG. 6. - La dérivée renseigne sur la courbure de la courbe représentative : soit une courbe  $y = f(x)$  croissante dans l'intervalle considéré AB. Dans les deux cas, entre A et B et A' et B', la pente, donc la dérivée est toujours positive mais l'on voit qu'en 1, si la courbe est concave vers le haut, la pente tout en restant positive ira en augmentant de A vers B, l'angle  $\alpha$  augmente, ce qui veut dire que la dérivée croît dans cet intervalle (c'est le cas de TEF « AFE » où  $\alpha_1 < \alpha_2 \dots$ ). Au contraire, si la courbe est concave vers le bas comme en 2, la pente tout en étant toujours positive, ira en diminuant de A' vers B', l'angle  $\alpha$  décroît, ce qui veut dire que la dérivée décroît dans cet intervalle (c'est le cas de ES, ELPr et TP où  $\alpha_1 > \alpha_2 \dots$ ).

dérivée croît, en restant toujours positive, la fonction décrit une courbe à concavité supérieure. La formulation de la dérivée première de l'équation de la pression motrice de Rohrer pourrait alors s'écrire :

$$dPpl/d(t) = dV'/d(t) \cdot R + dV/d(t) \cdot E. \{5\}.$$

On postule ainsi qu'une dérivée décroissante caractérise la « bonne » courbe, qu'une dérivée croissante caractérise la « mauvaise » courbe. Cette formulation provisoire du modèle physico-mathématique pourrait ainsi rendre compte du mouvement du système ventilatoire et prévoir son comportement dynamique lorsqu'il est soumis à des manœuvres de kinésithérapie, c'est-à-dire de prévoir l'état futur du système à partir des variables qui lui sont appliquées et qui affecteront son évolution. Il convient cependant de mentionner que ce modèle reste valable pour autant que l'on soit dans les conditions linéaires, c'est-à-dire dans la partie droite ou moyenne de la courbe qui exprime la relation entre le volume et la pression élastique pulmonaires, soit autour d'une position d'équilibre déterminée par l'élasticité pulmonaire et l'élasticité thoracique, dans le voisinage de la capacité résiduelle fonction-

nelle-CRF. Aux extrémités de la courbe, des non-linéarités apparaissent où la relation ne s'applique plus. De même dans l'obstruction bronchique qui rend le système inhomogène, il est également probable que des non-linéarités apparaissent. Cette formulation pourrait aussi ne pas rendre compte des variations brutales, impulsives (de type impulsion de Dirac) telles que rencontrées dans TEF et TP. Il conviendrait alors de proposer des modèles plus complexes qui font aujourd'hui encore l'objet de spéculations préliminaires [13]. C'est la raison pour laquelle la proposition faite ici n'a qu'un caractère spéculatif, moyennant développements ultérieurs éventuels, la non-linéarité n'étant actuellement pas définie.

## Conclusion

Les résultats de la présente étude mécanique amènent: 1° à promouvoir des manœuvres physiologiques de toilette bronchique telles l'expiration lente prolongée-ELPr et la toux provoquée-TP dont l'association thérapeutique a par ailleurs fait l'objet d'études de validation; 2° à proposer d'écarter la technique de l'expiration forcée-TEF (-AFE") du protocole thérapeutique du petit enfant broncho-obstructif de moins de 24 mois d'âge en raison du caractère non physiologique et par ailleurs non validé de cette manœuvre; 3° à proposer une formulation provisoire d'un modèle physico-mathématique sous la forme de la première dérivée de l'équation de la pression motrice de Rohrer, susceptible de rendre compte du comportement dynamique du système broncho-pulmonaire du nourrisson soumis à des manœuvres de kinésithérapie. Cette expression pourrait rendre compte de la valeur physiologique ou non physiologique d'une technique passive de kinésithérapie; 4° à considérer l'émission simultanée du bruit expiratoire entendu à la bouche lors des techniques de soin comme un signe fiable d'une voie haute ouverte garantissant l'absence

de séquestration d'air; 5° à attirer l'attention sur la difficulté pratique de la kinésithérapie du tout petit et la nécessité d'un écolage et d'une guidance soigneux.

## Références

1. POSTIAUX G, *Kinésithérapie respiratoire et auscultation pulmonaire*. Ed. Debœck-Université, 1990, Bruxelles, 249 p.
2. POSTIAUX G, LADHA K, GILLARD C, CHARLIER J-L, LENS E. La kinésithérapie respiratoire du tout petit « 24 mois » : quels effets et à quel étage de l'arbre trachéo-bronchique? Ire partie: Relation entre les paramètres mécaniques de la ventilation et les bruits respiratoires chez le nourrisson broncho-obstructif. *Ann Kinésithér* 1995; 22 : 57-71.
3. POSTIAUX G, CHARLIER J-L, LENS E. La kinésithérapie respiratoire du tout petit « 24 mois » : quels effets et à quel étage de l'arbre trachéo-bronchique? Iie partie: Évaluation d'un traitement associant aérosolthérapie et kinésithérapie respiratoire chez le nourrisson broncho-obstructif. *Ann Kinésithér* 1995; 22 : 165-74.
4. JACKSON EA, RABETTE PS, DEZATEUX C, HATCH DJ, STOCKS J. The effect of triclofos sodium sedation on respiratory rate, oxygen saturation, and heart rate in infants and young children. *Pediatr Pulmonol* 1991; *JO* : 40-5.
5. HERSHENSON M, BROUILLETTE RB, OLSEN E, HUNT CE. The effect of chloral hydrate on genioglossus and diaphragmatic activity. *Pediatr Res* 1984; 18 : 516-19.
6. POSTIAUX G, LENS E. De ladite « Accélération du Flux Expiratoire (AFE) » : où Forced is... Fast (Expiration Technique-FET)! *Ann Kinésithér* 1992, 19, 411-27.
7. WEBB MS, MARTIN JA, CARTLIDGE PH, KING Y, WRIGHT NA. Chest physiotherapy in acute bronchiolitis. *Arch Dis Child* 1985; 60 : 1078-9.
8. WILLEPUT R, POSTIAUX G. Nos lecteurs nous écrivent: « A propos de l'accélération du flux expiratoire ». *Ann Kinésithér* 1993; 20, 277-80.
9. ROHRER F. Der Stromungswiderstand in den Menschlichen Atemwegen. *Pflügers Arch* 1915; 162 : 225-59 (in Rossier P.H., Buhlman A., Wiesinger K. *Physiologie et physiopathologie de la respiration*. Neuchâtel; Ed. Delachaux et Noestlé, 1962).
10. GILLARD C, GOSSART R, LAVAL LE JP *et al.* Identification du comportement ventilatoire du système broncho-pulmonaire. *Ann Méd-Chir Hainaut* 1974; 31 : 6.
11. BHUTANI VK, SIVIERI EM, ABBASI S, SHAFFER TH. Evaluation of neo-natal pulmonary mechanics and energetics: a two factor least mean square analysis. *Ped Pulmonol* 1988; 4 : 150-8.
12. NETO GS, GERHARDT T, SILBERBERG A *et al.* Non linear pressure/volume relationship and measurements of lung mechanics in infants. *Pediatr Pulmonol* 1992 ; 12 : 146-52.
13. ROUSSELOT JM, PESLIN R, DUVIVIER C. Evaluation of the multiple linear regression method to monitor respiratory mechanics in ventilated neonates and young children. *Pediatr Pulmonol* 1992; 13 : 161-8.