

Compensation du mouvement respiratoire en TEP

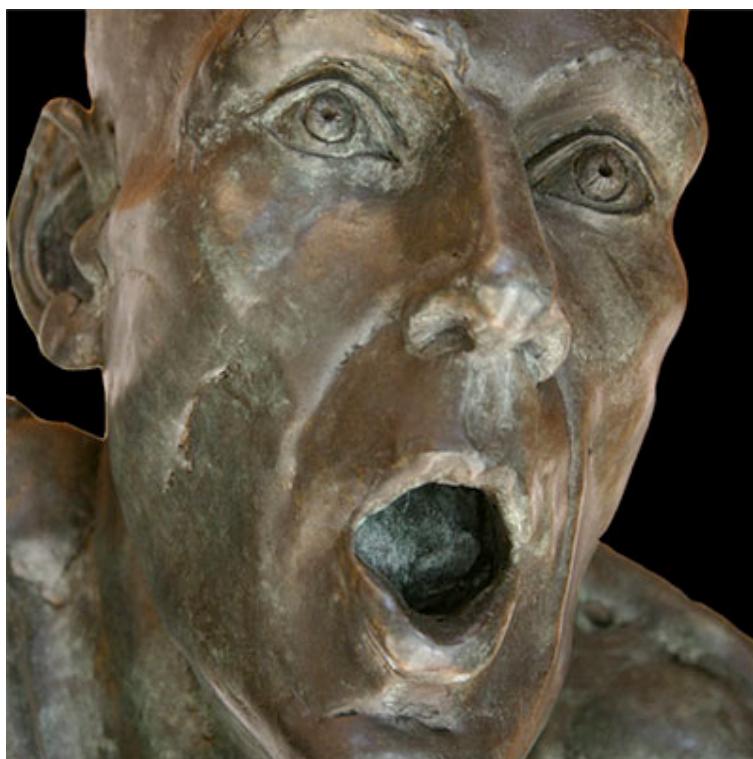
Irène Buvat
U678 INSERM
Paris

buvat@imed.jussieu.fr
<http://www.guillemet.org/irene>

Octobre 2007

Objectifs pédagogiques

- Comprendre les conséquences du mouvement respiratoire dans les acquisitions TEP/TDM
- Comprendre les approches actuellement proposées pour compenser ce mouvement
- Comprendre les approches de compensation à l'étude
- Pouvoir lire et comprendre les communications réalisées sur le sujet, de façon critique



Bronze, Annick Leroy, 2003

Plan

- Conséquences du mouvement respiratoire dans les acquisitions TEP/TDM
- Techniques de mesure du mouvement respiratoire
- Principe de la synchronisation respiratoire
- Techniques de compensation du mouvement respiratoire
- Discussion / conclusion

Le mouvement respiratoire

- Induit des déplacement substantiels des organes

Organ Motion Observed Throughout Respiratory Cycle

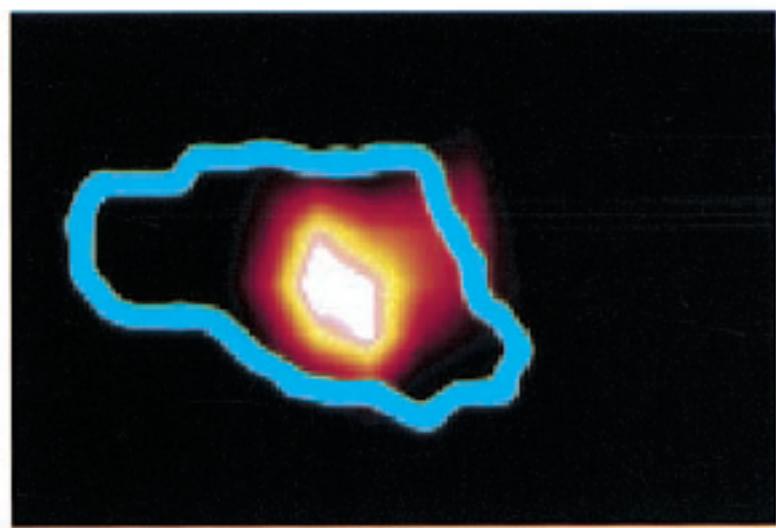
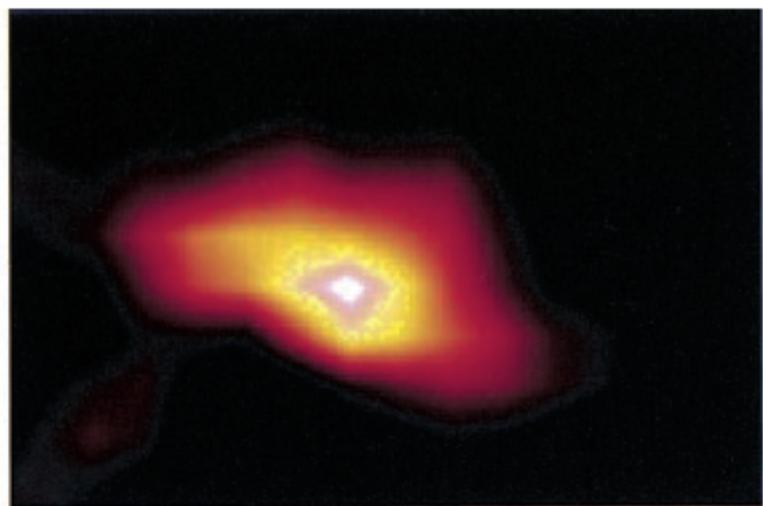
Patient	Sex	Age (y)	Motion (mm) observed for:		
			Apex of heart	Kidney	
				Right	Left
1	M	32	11.9	18.8	17.1
2	M	22	8.6	13.7	13.7
3	M	23	5.1	8.6	3.5
4	M	47	3.4		
5	M	26	5.2		5.2
6	F	20	6.8	10.3	12.0
7	F	20	10.3	13.7	15.5
8	F	49		13.7	12.1
9	F	51	5.1	6.9	6.9
10	F	23	3.5	10.3	13.7
Mean			31.3	6.7	12.0
SD			12.7	3.0	4.8

Boucher et al, J Nucl Med 2004

- Est très dépendant du sujet

Impact du mouvement respiratoire en TEP/TDM

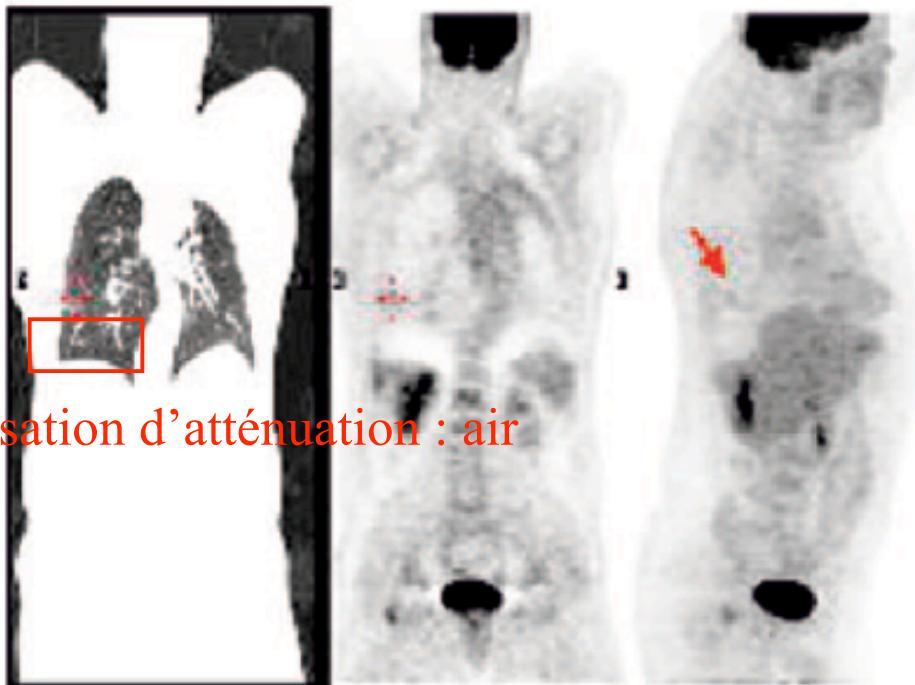
- Qualitatif : déformation des tumeurs, diminution de leur activité apparente



Nehmeh et al, J Nucl Med 2002

Impact du mouvement respiratoire en TEP/TDM

- Qualitatif : mauvaise compensation d'atténuation



CT hélicoïdal (mi-expiration)



CT moyenné sur le cycle respiratoire (4D CT)

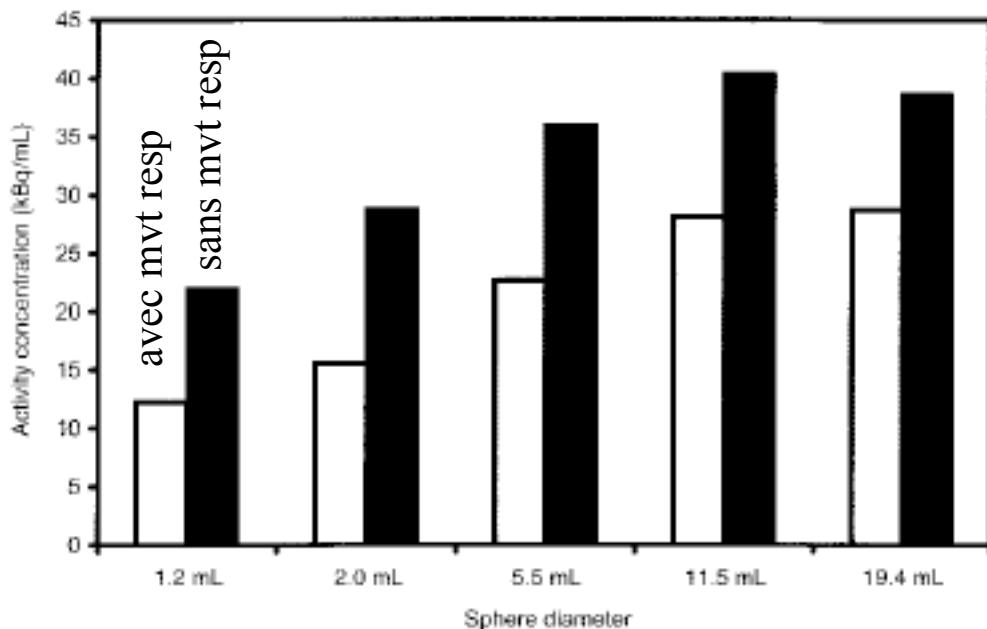
Pan et al, J Nucl Med 2005

Mouvement respiratoire en TEP - Irène Buvat - Octobre 2007 - 6

Impact du mouvement respiratoire en TEP/TDM

- Quantitatif : diminution des SUV

Max dans la « tumeur »



Moyenne dans la « tumeur »

SUV	Sphere volume (mL)	% Activity concentration underestimation with the following motion phantom:	
		Average	Maximal
Maximum	19.4	21.1	25.8
	11.5	23.5	30.5
	5.5	27.8	37.2
	2.0	32.5	46.1
	1.2	41.0	44.8
Mean	19.4	23.5	32.8
	11.5	24.2	35.1
	5.5	33.6	42.2
	2.0	33.1	44.8
	1.2	40.0	44.8

Boucher et al, J Nucl Med 2004

Mouvement respiratoire en TEP - Irène Buvat - Octobre 2007 - 7

Impact du mouvement respiratoire en TEP/TDM

- Quantitatif : augmentation du volume des lésions

Patient no.	Volume (%)	SUV _{max} (%)
1	27.65633	159.1610
2	34.59119	70.4774
3	20.19324	7.4646
4	13.79567	20.8655
5	27.93120	56.5025

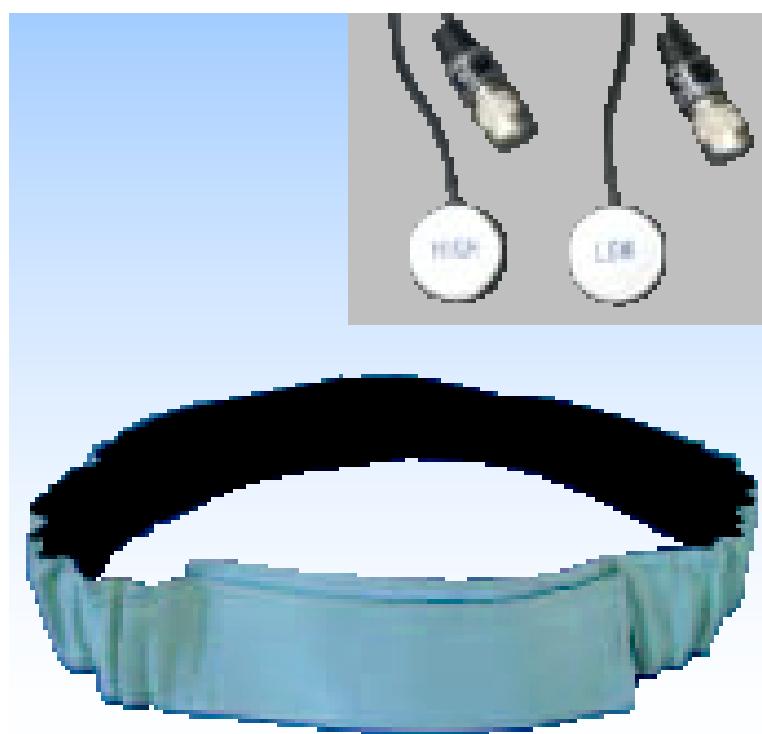
- Modification de la position des lésions

Effet largement variable d'un patient à l'autre

Nehmeh et al, J Nucl Med 2002

Techniques de mesure du mouvement respiratoire

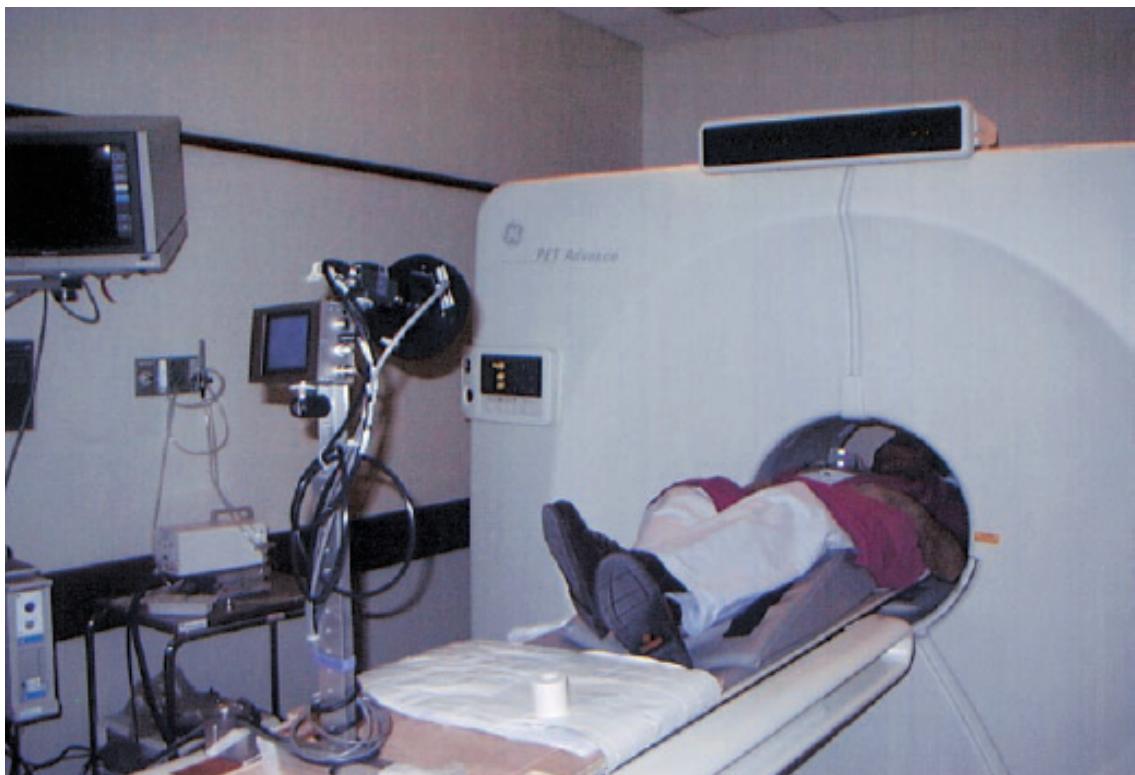
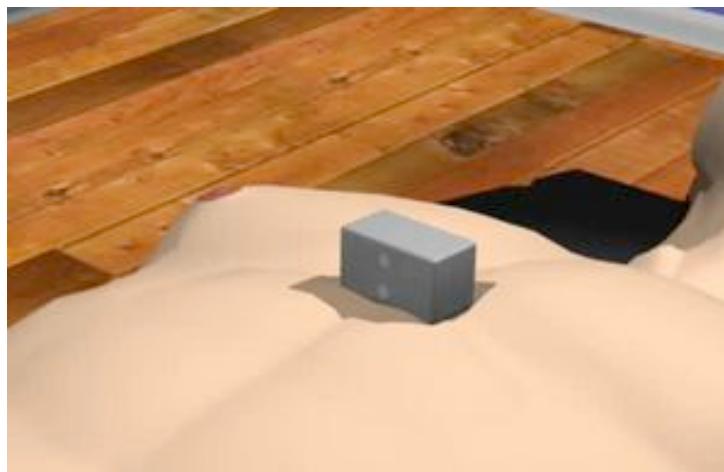
- Ceinture mesurant les variations de circonférences de la cage thoracique (e.g., mesure d'impédance ou système de mesure de pression)



AZ-773V, Anzai Medical

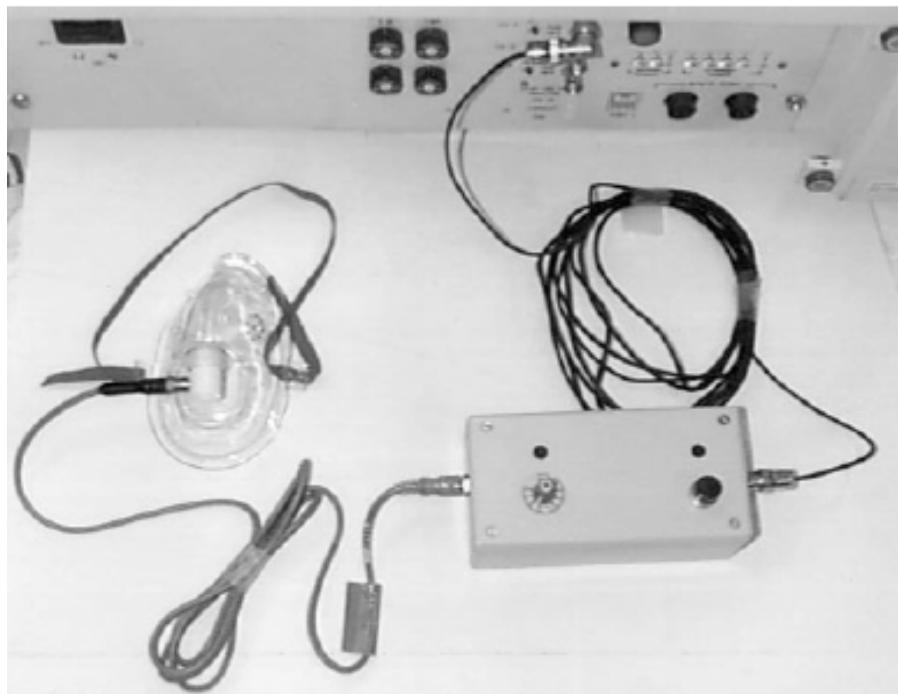
Techniques de mesure du mouvement respiratoire

- RPM : 2 marqueurs réfléchissant + caméra à infra-rouges : mesure en temps réel du mouvement du thorax



Techniques de mesure du mouvement respiratoire

- Système de mesure de la température de l'air exhalé

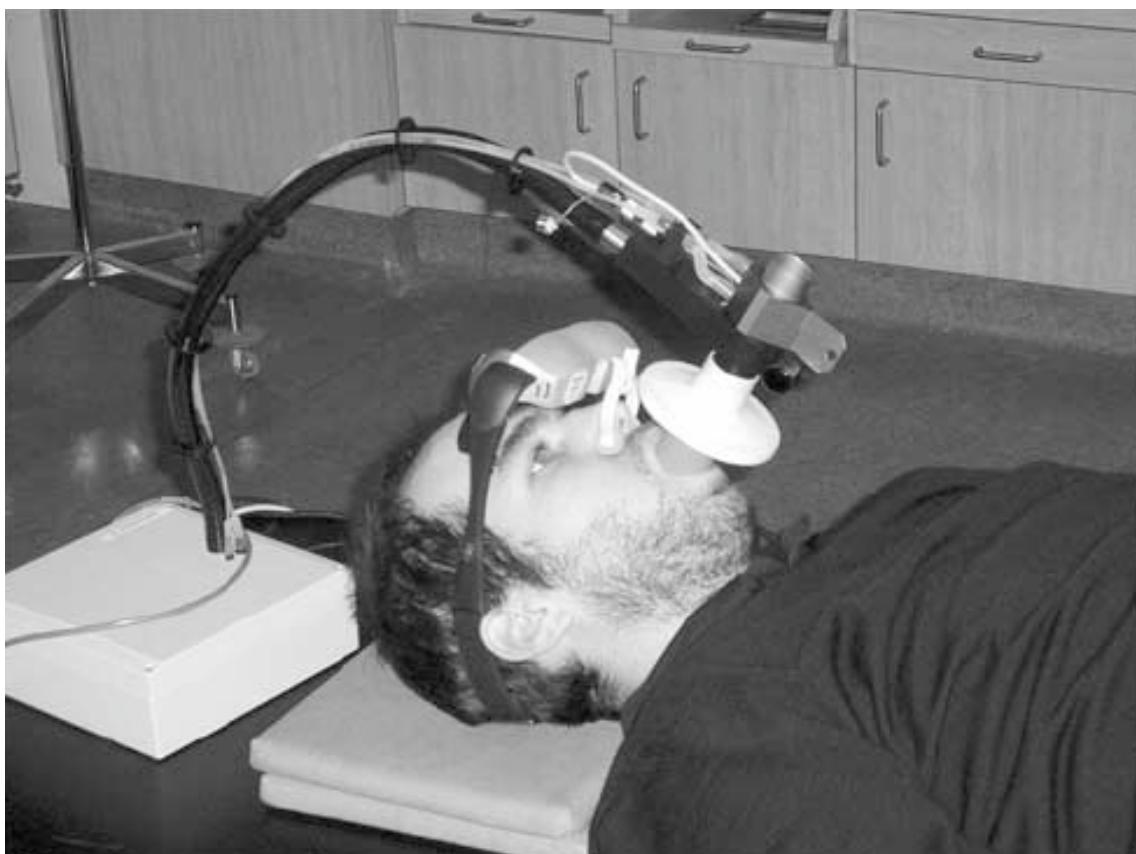


- Réglage d'un seuil pour chaque patient
- Port d'un masque

Boucher et al, J Nucl Med 2004

Techniques de mesure du mouvement respiratoire

- Spiromètre

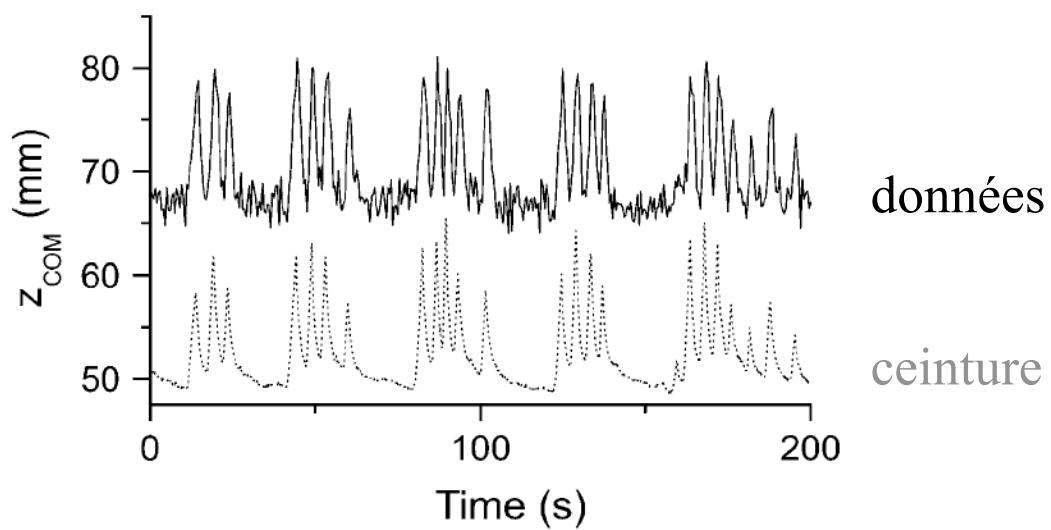


Le spiromètre estime le volume d'air dans les poumons

Tolérance ?

Techniques de mesure du mouvement respiratoire

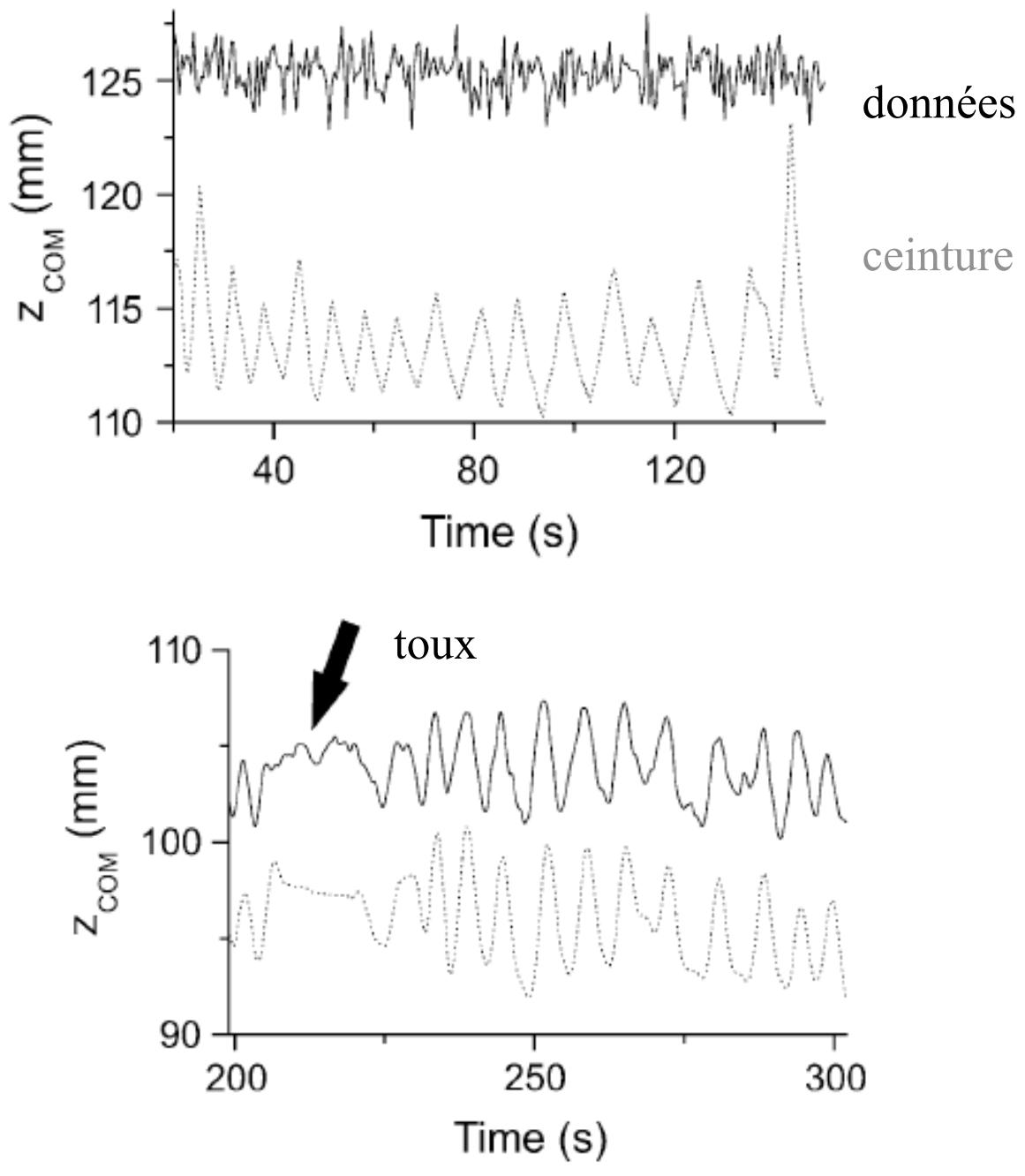
- A partir des données TEP
 - Enregistrement des données en *mode liste*
 - Tri des données en T échantillons temporels (1 jeu de données toutes les ms par exemple)
 - Reconstruction de tous les sinogrammes ainsi formés : T volumes reconstruits
 - Sélection d'une région d'intérêt autour d'une tumeur sur l'image somme reconstruite
 - Mesure de la position du barycentre de cette région en fonction du temps dans la direction craniocaudale (Z)



Bundschat et al J Nucl Med 2007

Techniques de mesure du mouvement respiratoire

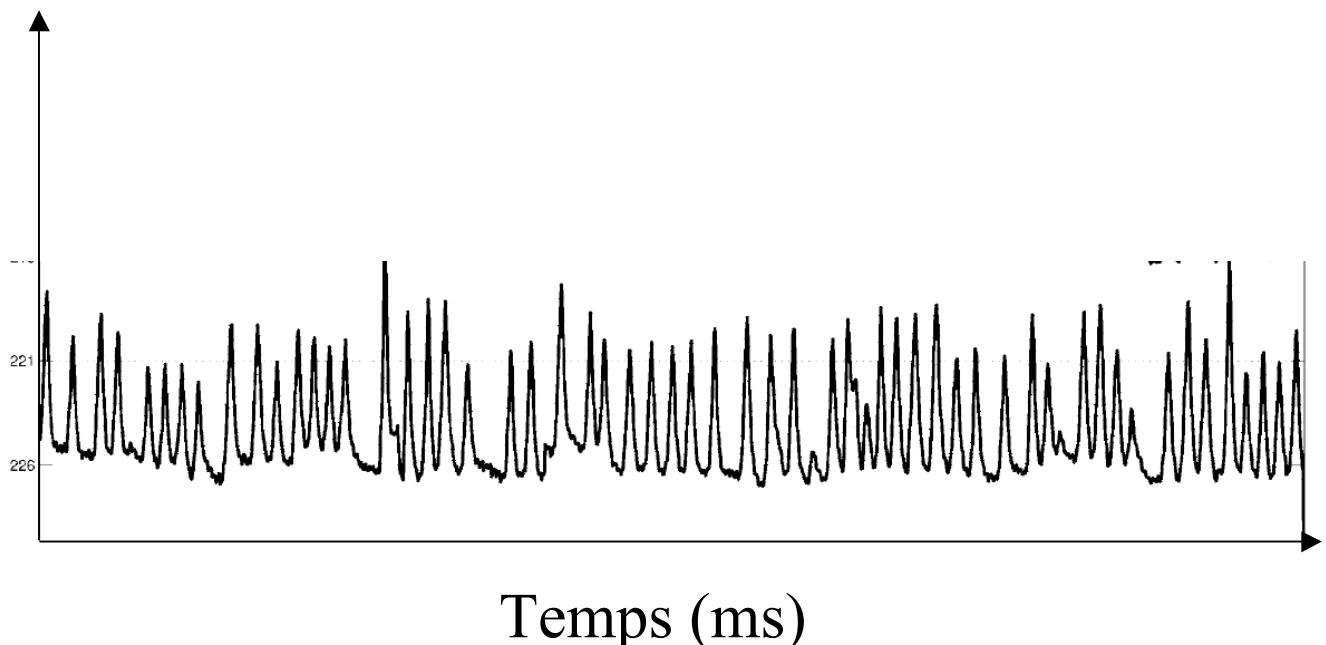
- Problèmes possibles :



chez 30% des patients...

Une fois le mouvement respiratoire mesuré...

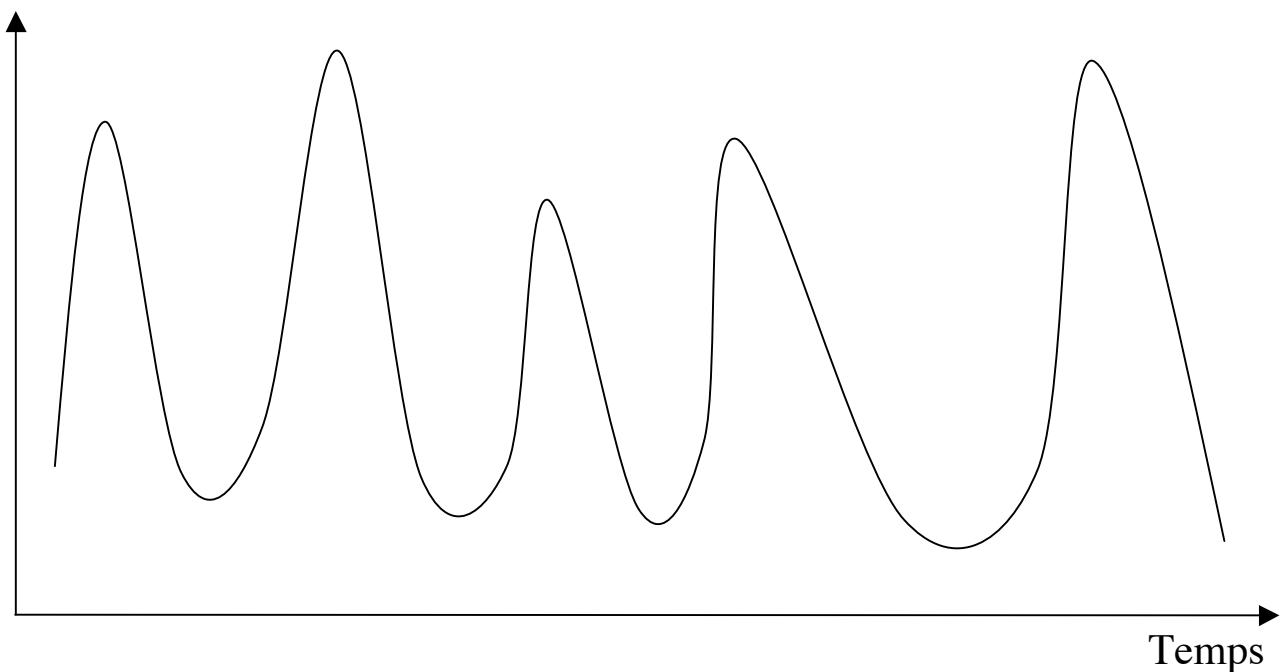
Amplitude



... Principe de la synchronisation respiratoire

- Découpage des cycles respiratoires en « phases » et acquisition séparée des données dans chaque phase
- Les phases peuvent être définies :
 - en fonction du temps
 - en fonction de l'amplitude du mouvement respiratoire
- Les phases peuvent être :
 - toutes identiques
 - variables

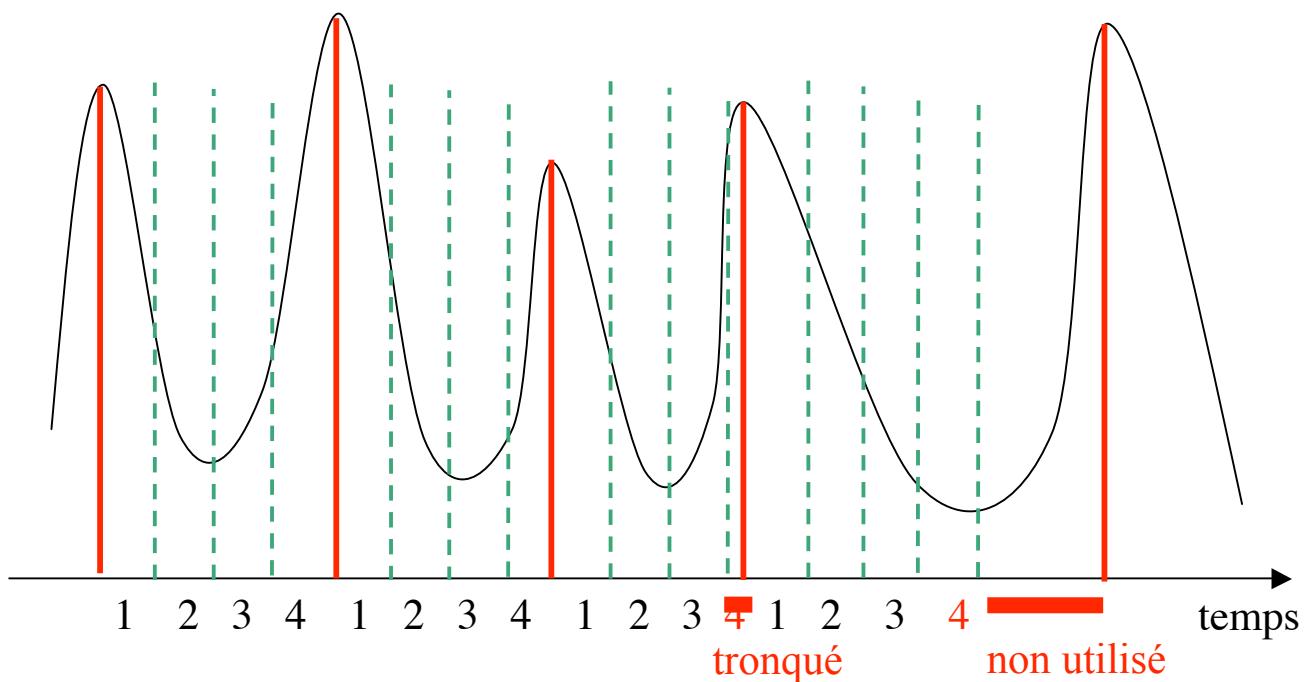
Amplitude du mouvement



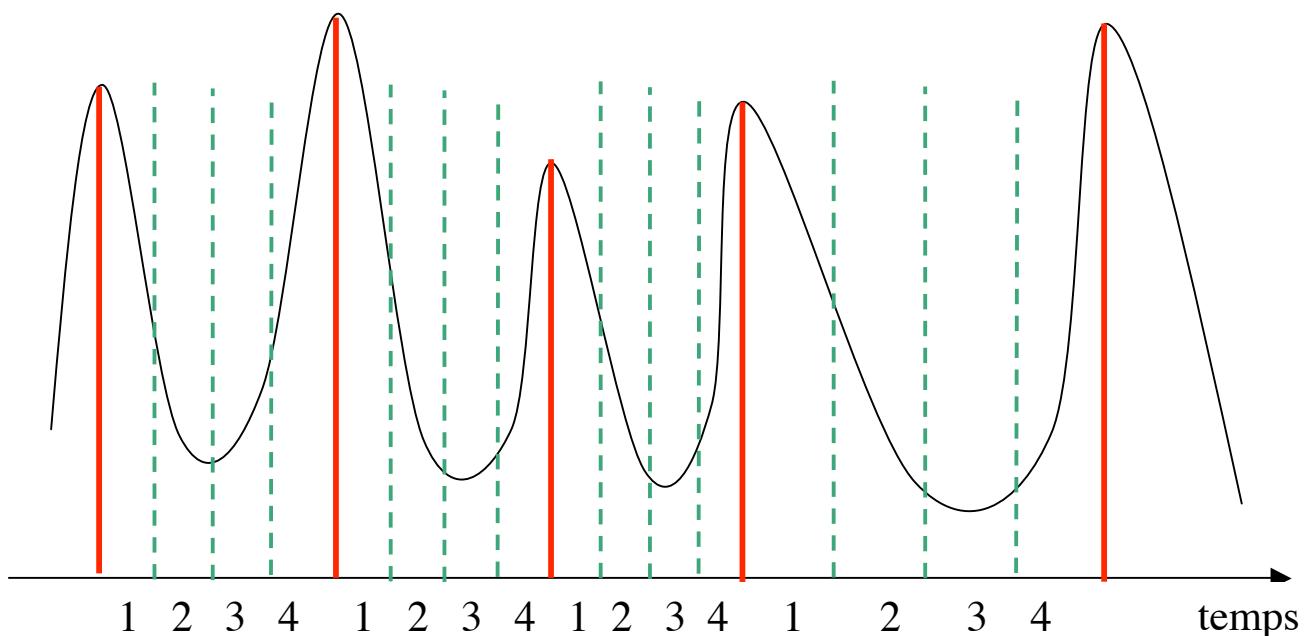
Dire que les données sont synchronisées à la respiration peut sous-tendre différentes méthodes !

Synchronisation par rapport au temps

- Toutes les phases de durée égale



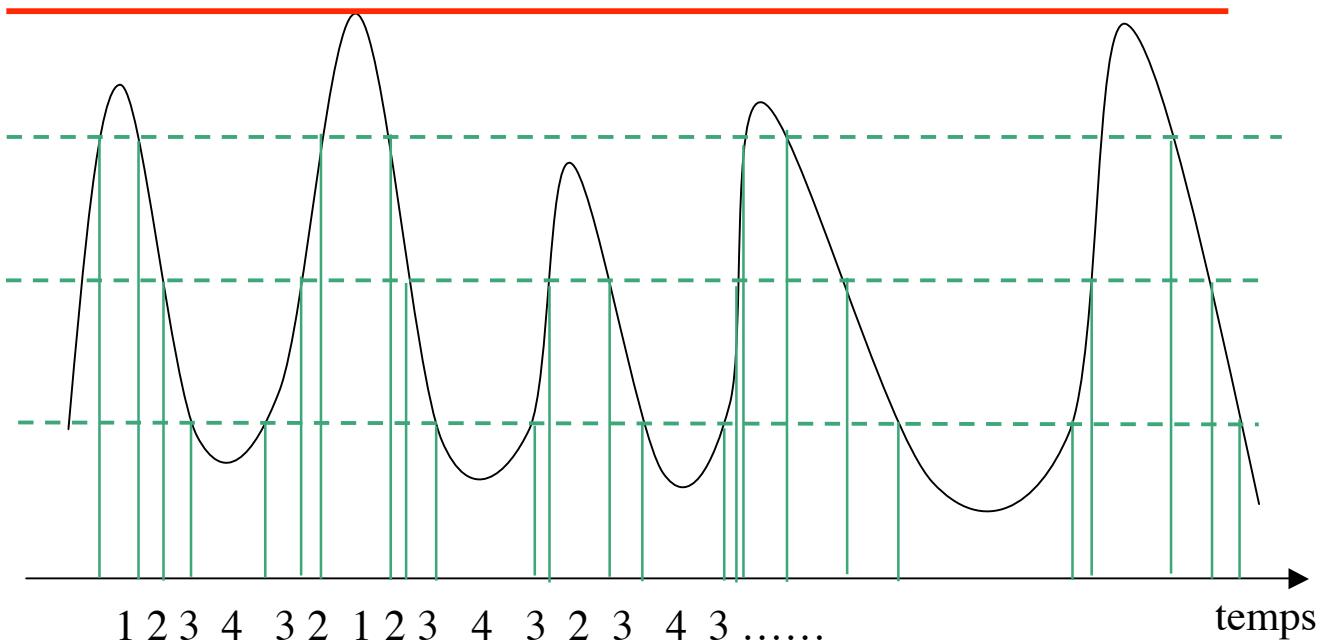
- Chaque phase de durée variable en fonction de la durée de chaque cycle respiratoire



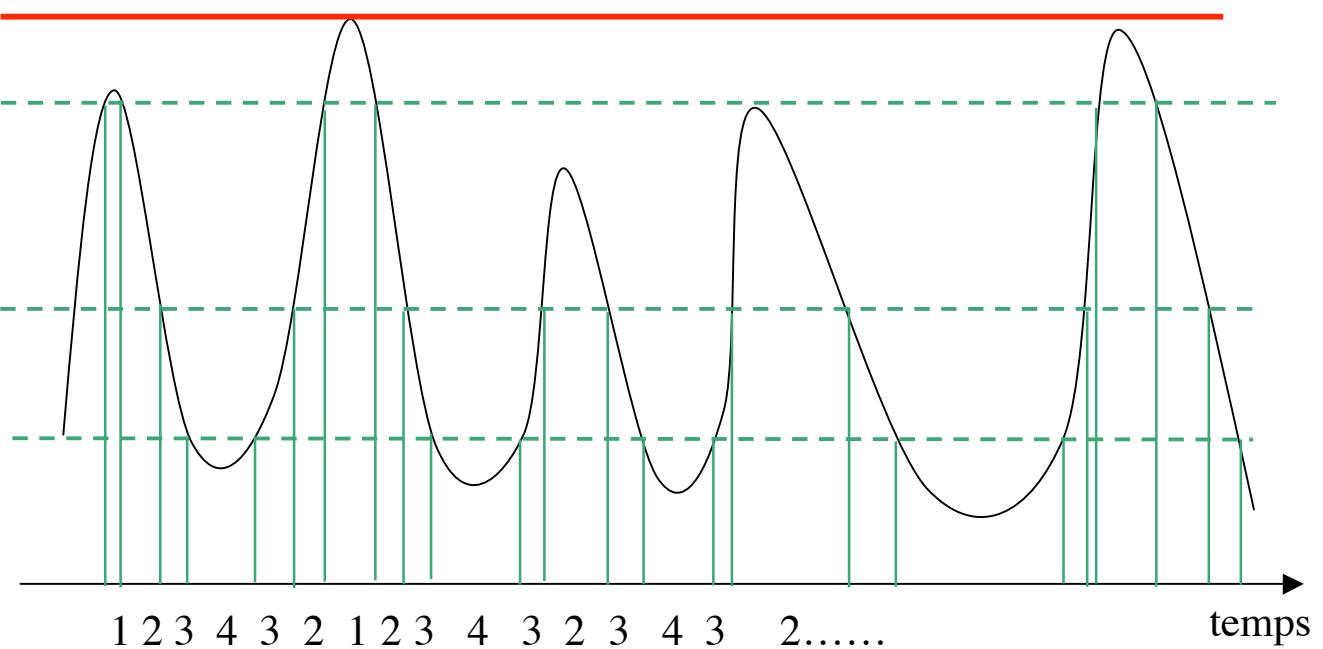
Toutes les données sont utilisées

Synchronisation par rapport à l'amplitude

- Toutes les phases d'amplitude égale



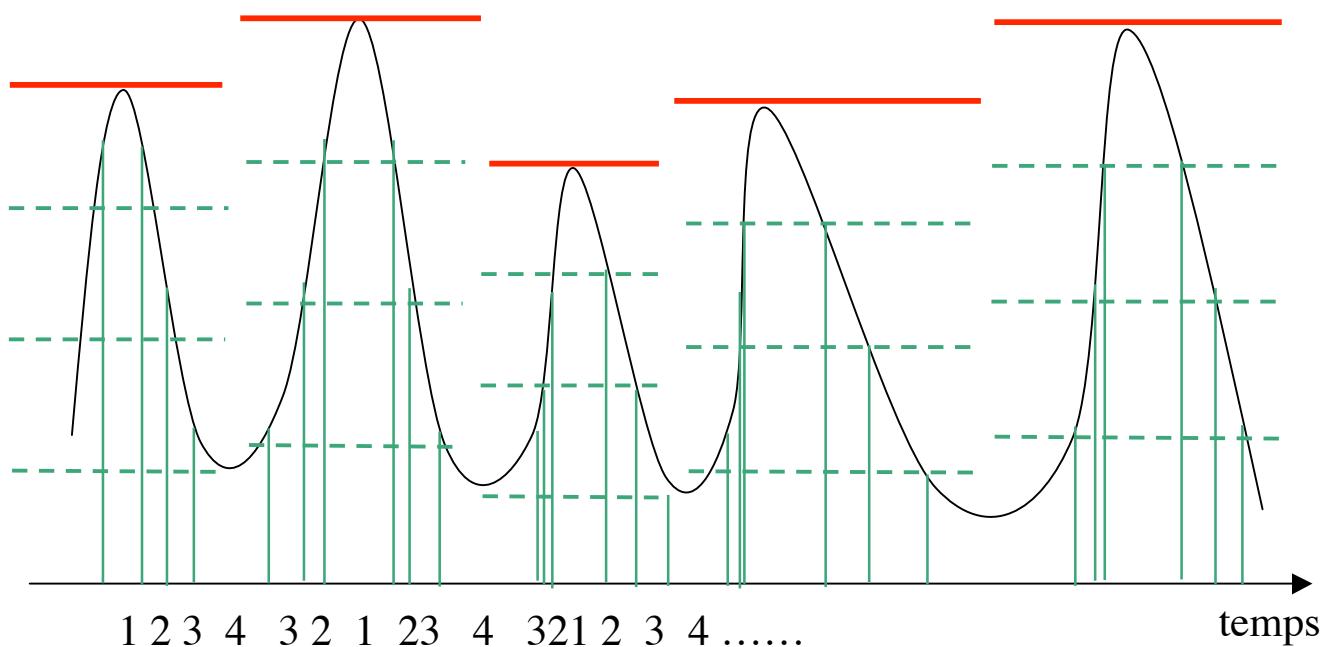
- Amplitude variable de telle sorte que chaque « gate » contienne le même nombre d'événements



Toutes les données sont utilisées

Synchronisation par rapport à l'amplitude

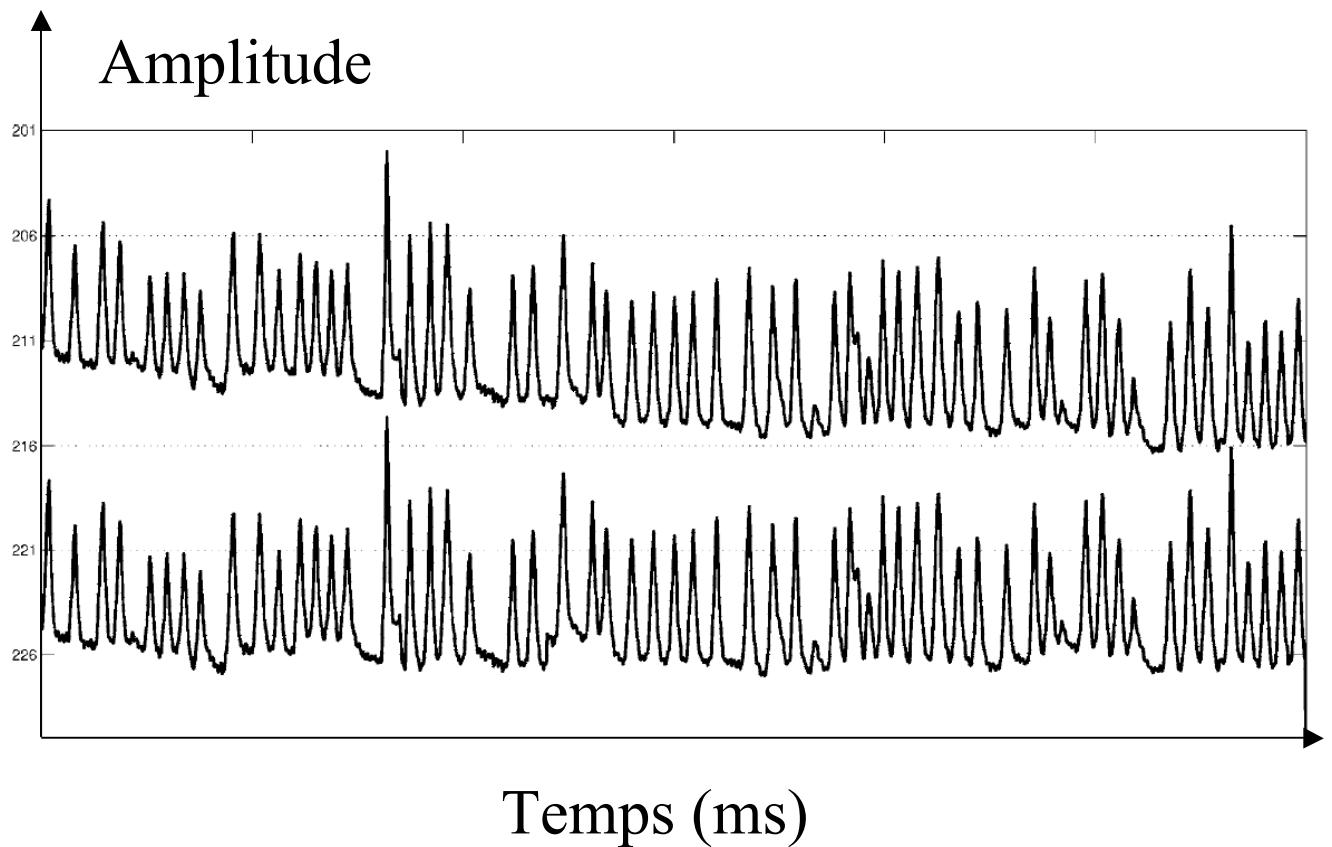
- Toutes les phases d'amplitude égale pour un cycle respiratoire



Toutes les données sont utilisées

Correction possible de la dérive

- Dérive fréquente du signal (relâchement musculaire)



Dawood et al, J Nucl Med 2007

Quelle méthode privilégier ?

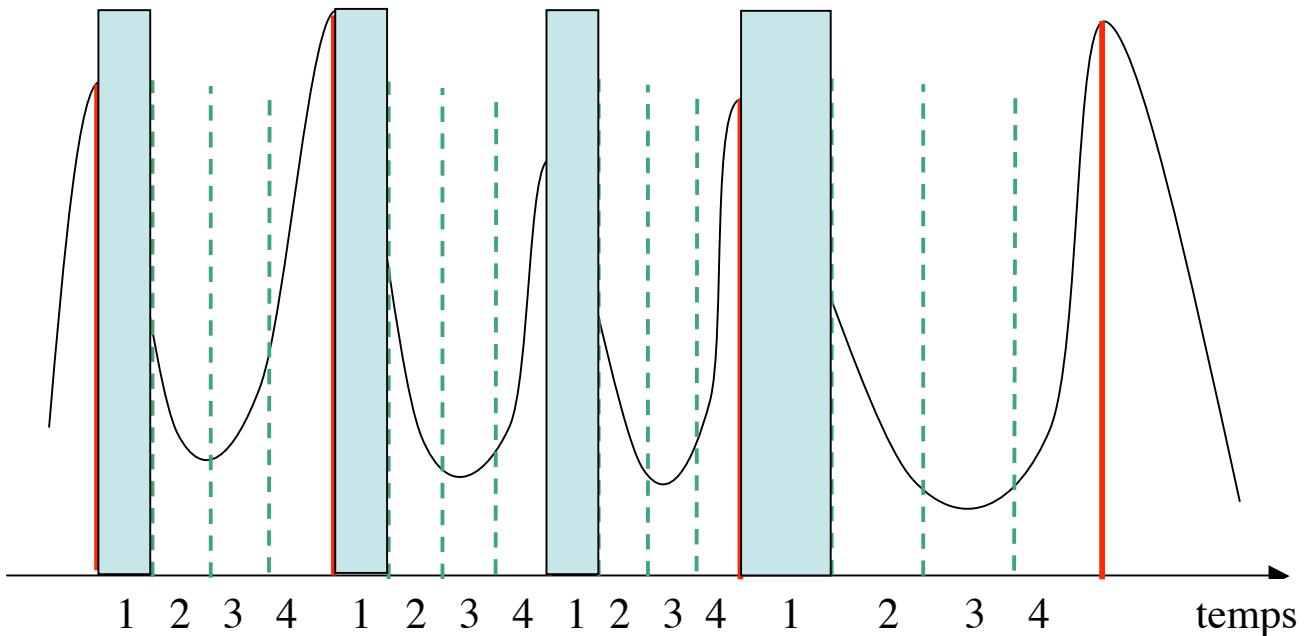
- L'importance du mouvement détecté dépend beaucoup de la méthode de synchronisation utilisée
- Les méthodes de synchronisation en amplitude détectent plus de mouvement que les méthodes de synchronisation en temps (« amplitude variable » seulement légèrement mieux que « amplitude fixe »)
- Bruit le plus faible dans les méthodes de synchronisation par rapport au temps (bruit plus important pour des phases de durée fixe que pour des phases de durée variable)
- Lors de la synchronisation en amplitude, bruit plus faible pour les phases d'amplitudes variables
- Impact mineur de la correction de dérive

Synchronisation en amplitude, avec phase d'amplitude variable ?

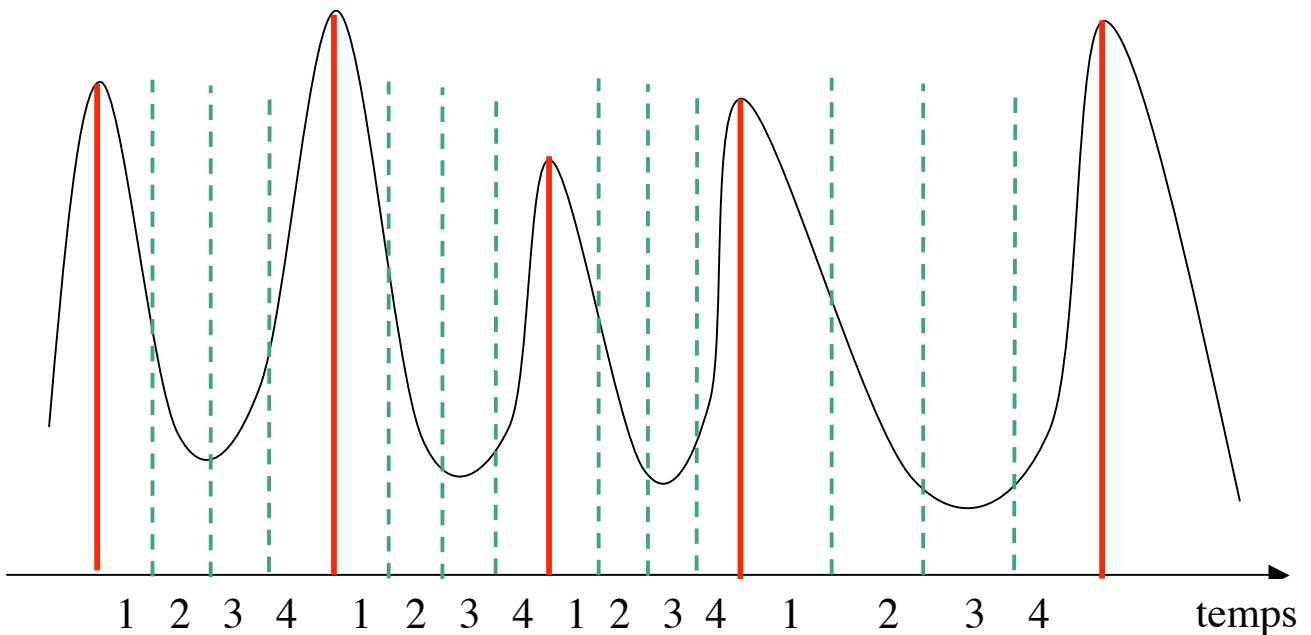
Dawood et al, J Nucl Med 2007

Compensation du mvt respiratoire : 2 approches

- Utilisation d'une seule portion du cycle



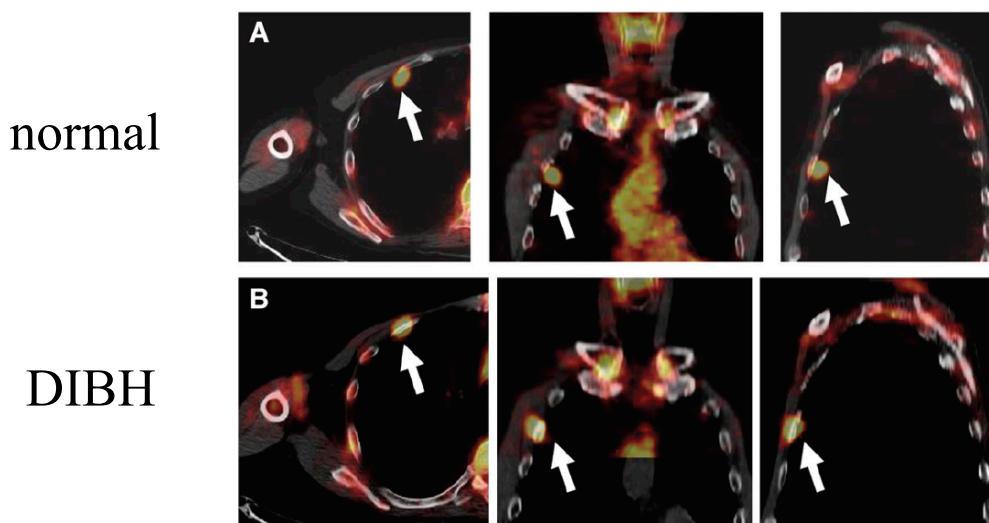
- Utilisation de toutes les portions du cycle



Utilisation d'une seule portion du cycle (M1)

- Contrôle de la respiration pendant les acquisitions
- Acquisition du CT en inspiration forcée
- Acquisition du TEP en inspiration forcée (9 acquisitions de 20 s), sommation des données avant reconstruction

Lesion no.	Sex	Age (y)	Lesion site	Lesion volume (mL)	SUV _{max} clinical	SUV _{max} DIBH	% diff SUV _{max} (lesion)	% diff d centroid*
1	F	58	L lower lobe	1.4	7.95	10.43	31.2	-14.23
2	M	46	Mediastinum	3.2	8.8	12.26	39.32	-8.4
3			R hilum	3	6.6	8.87	34.4	-32.14
4	F	68	L upper lobe	3.2	3.23	3.97	23	-26.78
5	M	73	Left scapula	6.4	10.65	11.6	8.92	-3.03
6			R third rib	1.3	4.8	8.8	83.33	-23.16
7	M	43	R internal mammary node	7.2	11.5	12.4	7.83	-42.03
8	F	57	R first rib	4.7	4.2	4.9	16.67	-49.5
9	M	64	R lower lobe, R upper lobe	7.6	6.74	7.21	6.97	-43.14
10	M	69	L upper lobe	72.8	22.1	23.6	6.79	-16.86



- ++ 1 seule reconstruction tomographique
- - - Faisabilité du contrôle

Nehmeh et al, J Nucl Med 2007

Utilisation d'une seule portion du cycle (M2)

- Acquisition synchronisée des données avec dispositif externe
- Si CT synchronisé, mise en correspondance des phases TEP avec les phases CT, pour une correction d'atténuation adaptée de chaque TEP
- Interprétation de l'image correspondant à une seule phase
- ++ 1 seule reconstruction tomographique peut suffire
- ++ Très simple
- - - Réduction de la qualité des images due à la réduction de statistique



non synchronisé
30 Mcoups



synchronisé
10 Mcoups



synchronisé
6 Mcoups

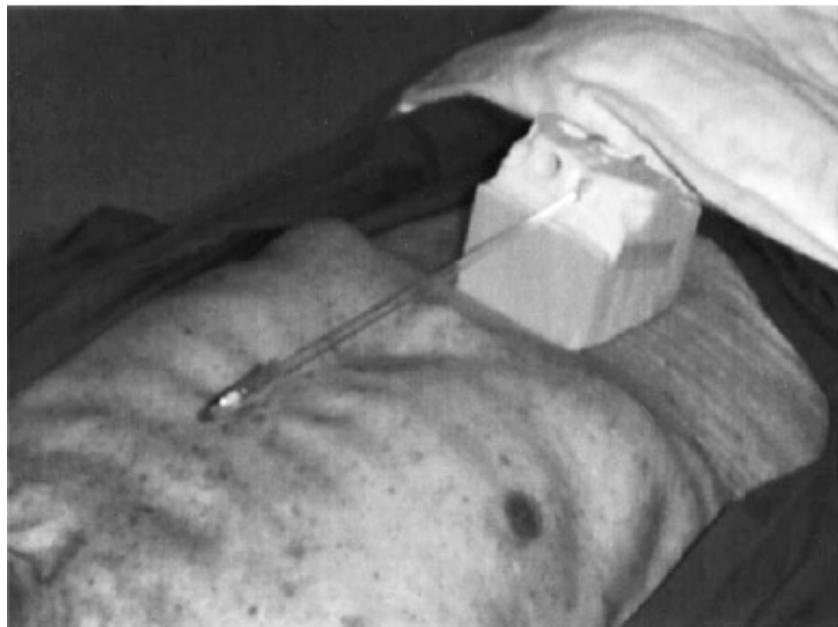


synchronisé
4 Mcoups

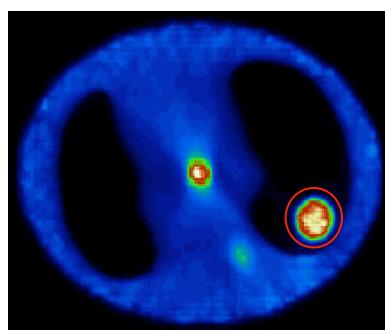
Nehmeh et al J Nucl Med 2002, Nehmeh et al Med Phys 2004, Visvikis et al IEEE TNS 2004,

Utilisation d'une seule portion du cycle (M3)

- source de F18-FDG externe fixée à l'abdomen du patient



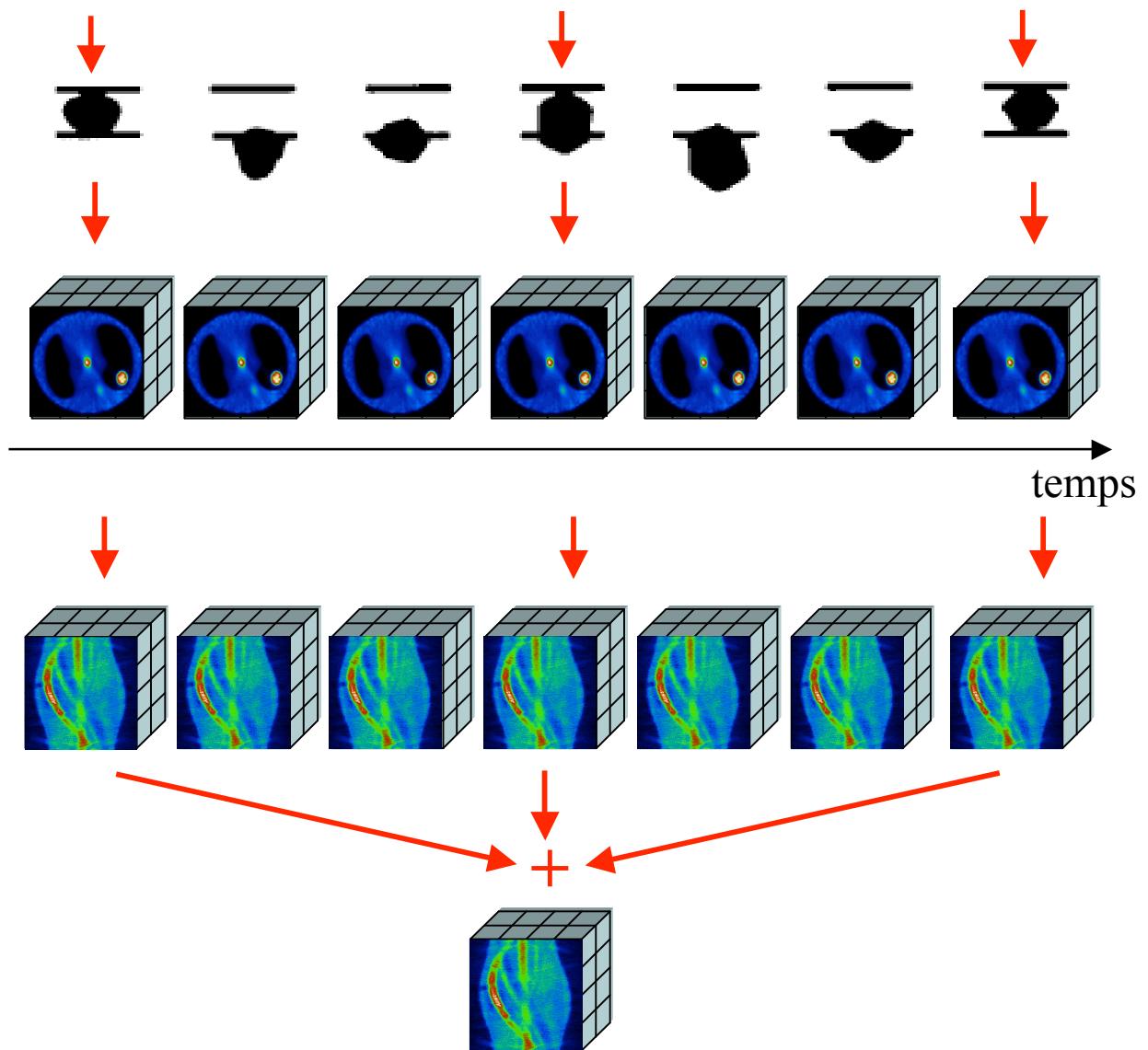
- acquisition de 200 images de 1 s par champ de vue
- reconstruction des 200 images
- tracé d'une région autour de la source externe telle qu'elle apparaît sur les images reconstruites



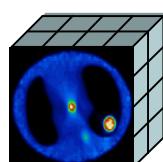
Nehmeh et al, J Nucl Med 2003

Utilisation d'une seule portion du cycle (M3)

- sélection des seules images pour lesquelles la source est dans la région



- somme des sinogrammes correspondant à ces images
- reconstruction des sinogrammes sommés

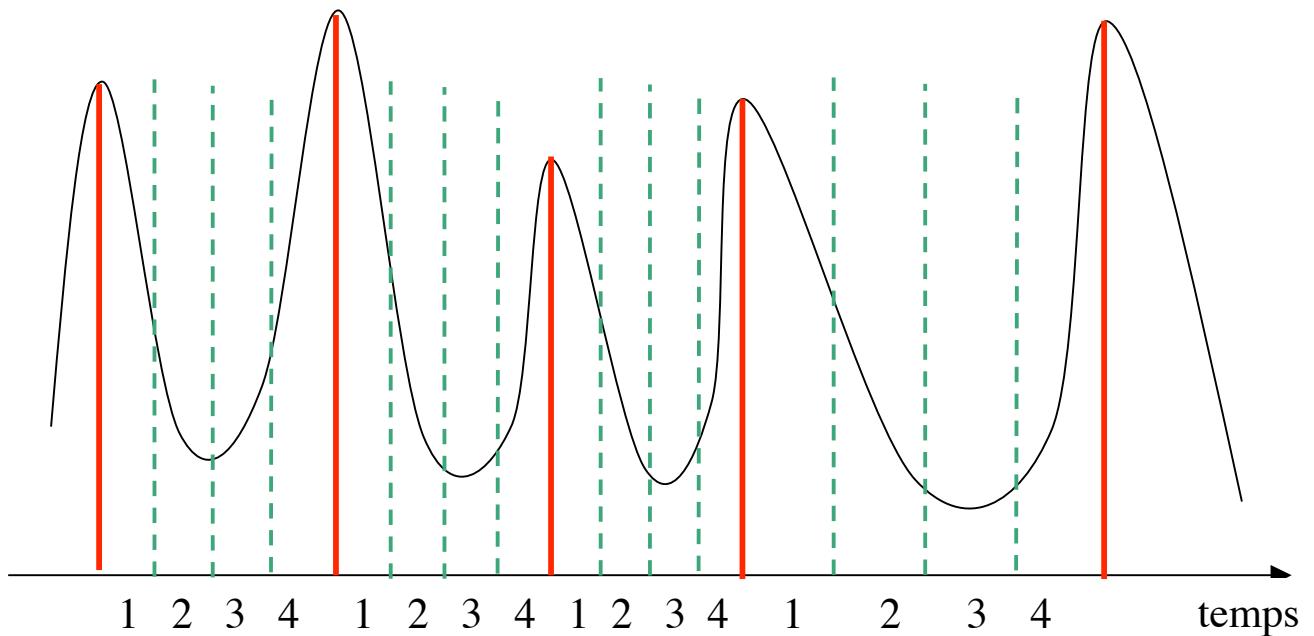


Utilisation d'une seule portion du cycle (M3)

- ++ résultats similaires aux résultats obtenus en utilisant un dispositif externe pour la mesure de la respiration
- ++ pas de dispositif externe de synchronisation
- ++ peu sensible à des irrégularités dans le cycle respiratoire
- ++ possibilité de sélectionner n'importe quelle phase du cycle (synchronisation *a posteriori*), en particulier pour correspondre à la phase du CT
- --- autant de reconstruction que de frames (200 dans l'exemple)

Nehmeh et al, J Nucl Med 2003

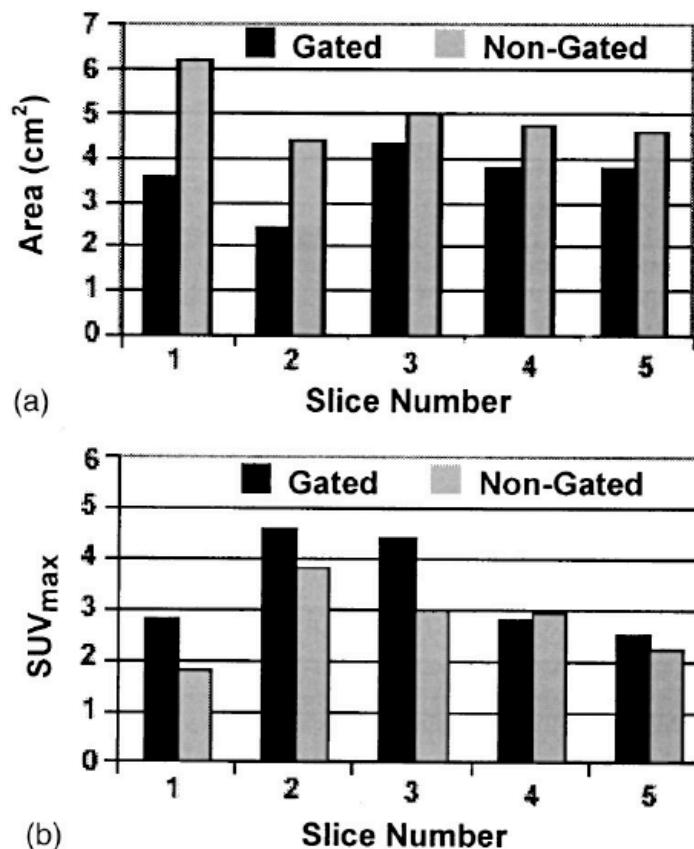
Utilisation de toutes les portions du cycle



- 4 stratégies :
 - calcul de la moyenne des paramètres estimés pour chaque phase
 - recalage des images post-reconstruction
 - compensation de mouvement pendant la reconstruction
 - reconstruction 4D

Moyenne des paramètres estimés à chaque phase

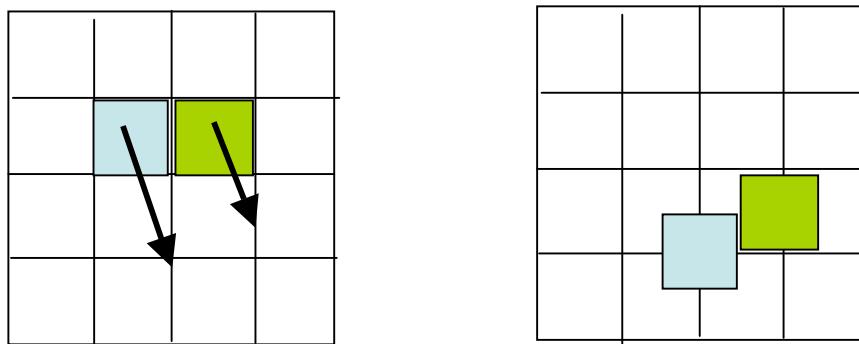
- Acquisition synchronisée des données avec dispositif externe
- Reconstruction des données TEP (corrigée de l'atténuation) correspondant à chaque phase : 10 reconstructions
- Mesure du paramètre d'intérêt (SUV, volume), pour chacune des phases (10 phases) : 10 valeurs de SUV, 10 valeurs de volume, etc...
- Moyenne des résultats



Nehmeh et al, Med Phys 2002

Recalage des images post-reconstruction

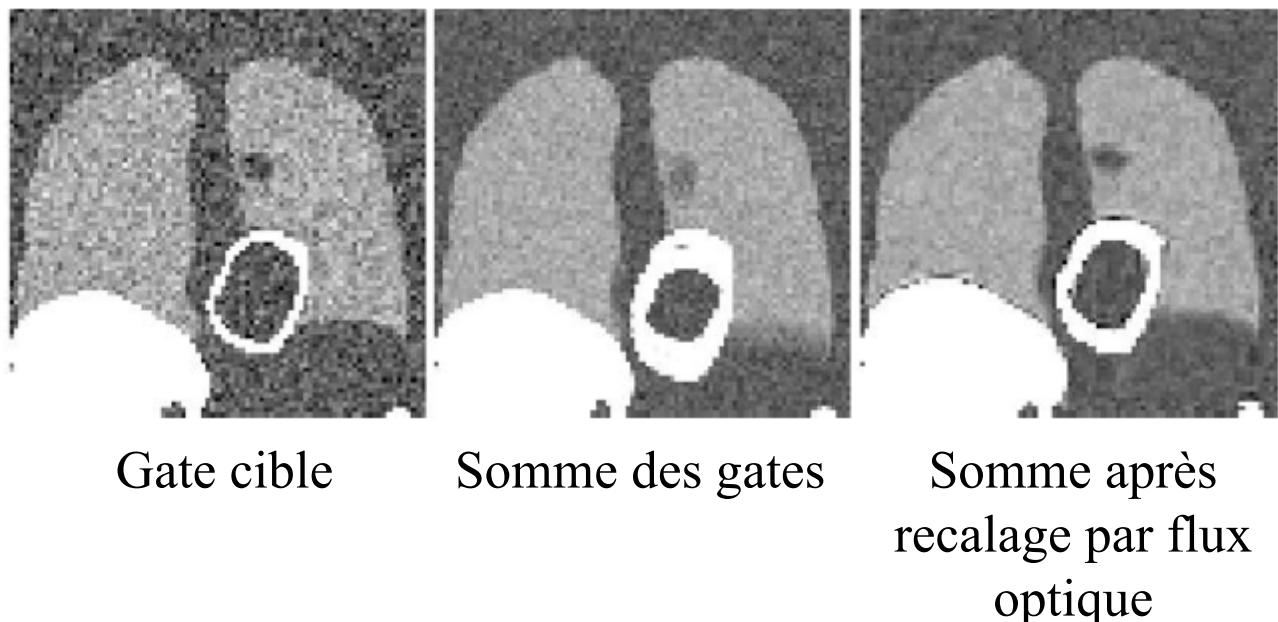
- Méthode de flux optique (recalage élastique)
 - trouve le mouvement entre 2 images pour chaque voxel



- 1 vecteur déplacement pour chaque voxel : un champ de déplacement

Recalage des images post-reconstruction

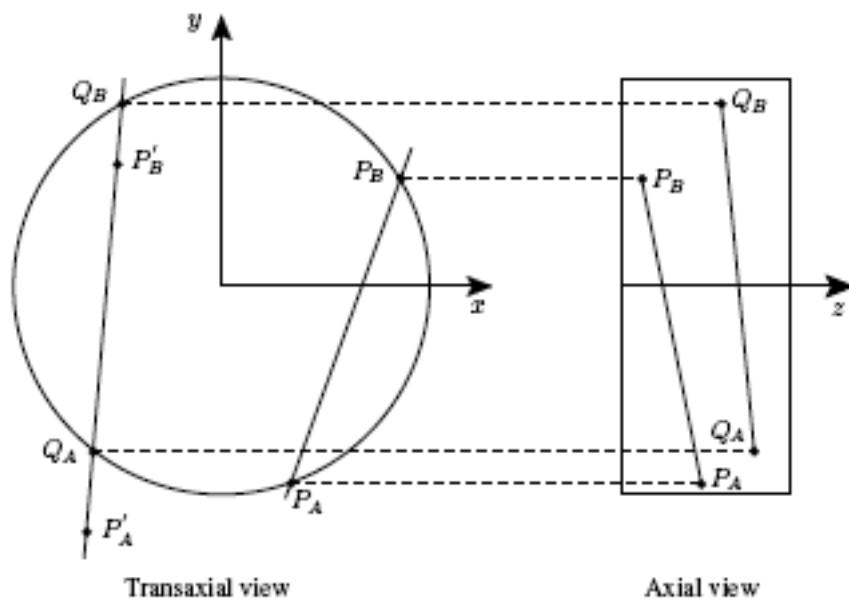
- Acquisition synchronisée
- Reconstruction indépendante de chaque phase sans correction d'atténuation (OSEM)
- Calcul du flux optique entre chaque paire d'images consécutives (1 et 2, 2 et 3, 3 et 4, etc...) dans l'espace des images reconstruites
- Mise en correspondance avec une image référence choisie dans le cycle respiratoire



Dawood et al, IEEE TMI 2006

Correction pré-reconstruction : principe

- Reconstruction des images synchronisées à la respiration
- Recalage des images correspondant à chaque phase sur une phase « référence » par une transformation affine (9 paramètres)
- Déplacement des *LOR*, événement par événement, à partir du fichier en *mode liste*

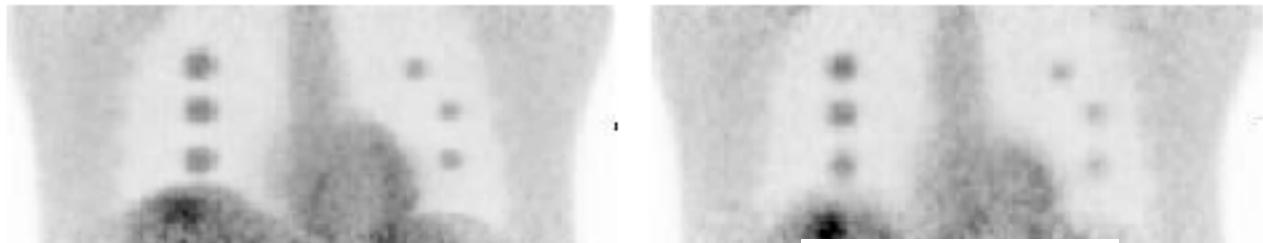


- Reconstruction du volume référence à partir du mode liste ainsi modifié (toutes les phases sont utilisées)

Lamare et al, Phys Med Biol 2007

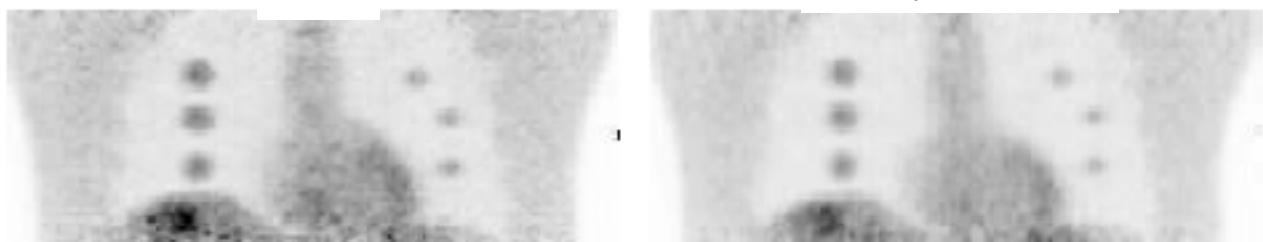
Correction pré-reconstruction : exemple

Mouvement supposé parfaitement connu



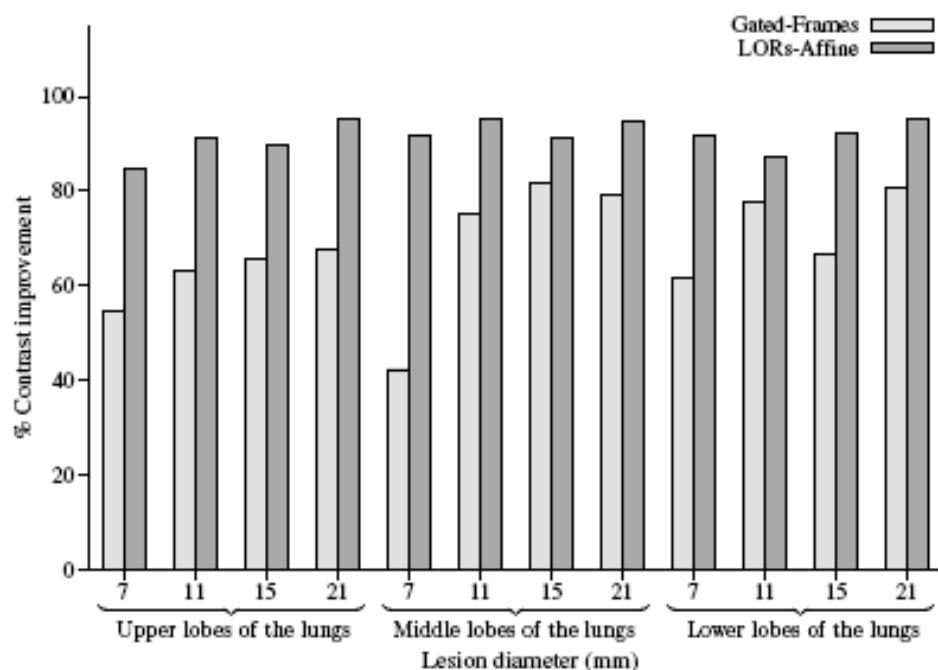
idéal

non synchronisé



pré-correction
(décalage des
LOR)

post-correction
(recalage des images
reconstruites)



Lamare et al, *Phys Med Biol* 2007

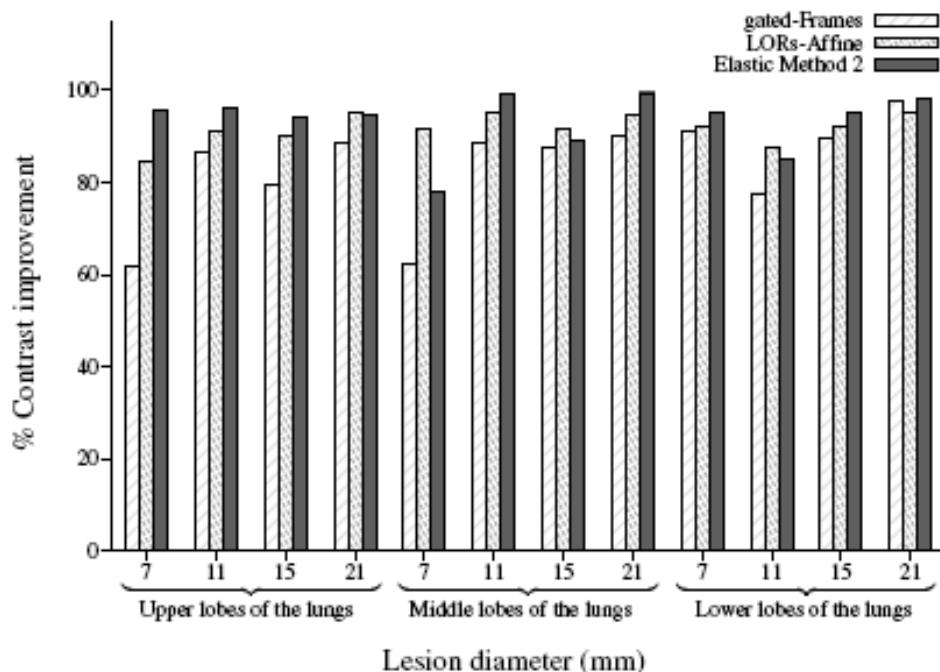
Correction pré-reconstruction : discussion

- ++ Approche théoriquement plus satisfaisante que la correction des images reconstruites
- - - Correction valable « localement », car la même transformation est appliquée à tout le champ de vue (e.g., si la correction est calculé pour les poumons, elle corrige mal les organes situés en dessous du diaphragme)
- - - Pas encore d'évaluation clinique

Compensation pendant la reconstruction : principe

- Reconstruction des images synchronisées à la respiration
- Recalage élastique des images correspondant à chaque phase sur une phase « référence », conduisant à des champs de déformation
- Prise en compte des champs de déformation lors de la reconstruction itérative de la phase référence, en utilisant les données de toutes les phases (reconstruction « one pass list mode EM » dans Lamare et al 2007, reconstruction MEM dans Qiao et al 2006)

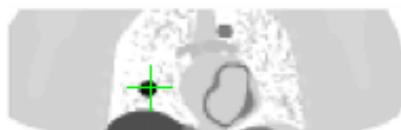
Mouvement supposé parfaitement connu



- Question résiduelle : peut-on estimer les transformations élastiques avec suffisamment de précision ?

Compensation pendant la reconstruction dans une ROI

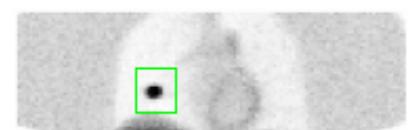
- Motivation : il est plus facile de recalier une région que tout le champ de vue
- Reconstruction des images synchronisées à la respiration
- Recalage élastique dans une région seulement des données mesurées à chaque phase sur une phase « référence », conduisant à des champs de déformation locaux (dans cette région seulement)
- Prise en compte des champs de déformation lors de la reconstruction itérative de la phase référence, en utilisant les données de toutes les phases.
A l'extérieur de la région, reconstruction des données correspondant à chaque phase, puis moyenne des phases



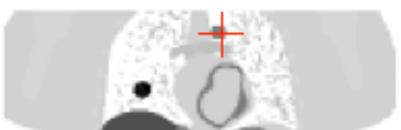
idéal



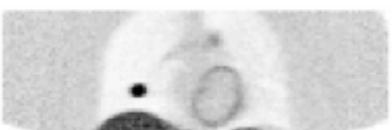
tte l'image



ROI tumeur



idéal



tte l'image



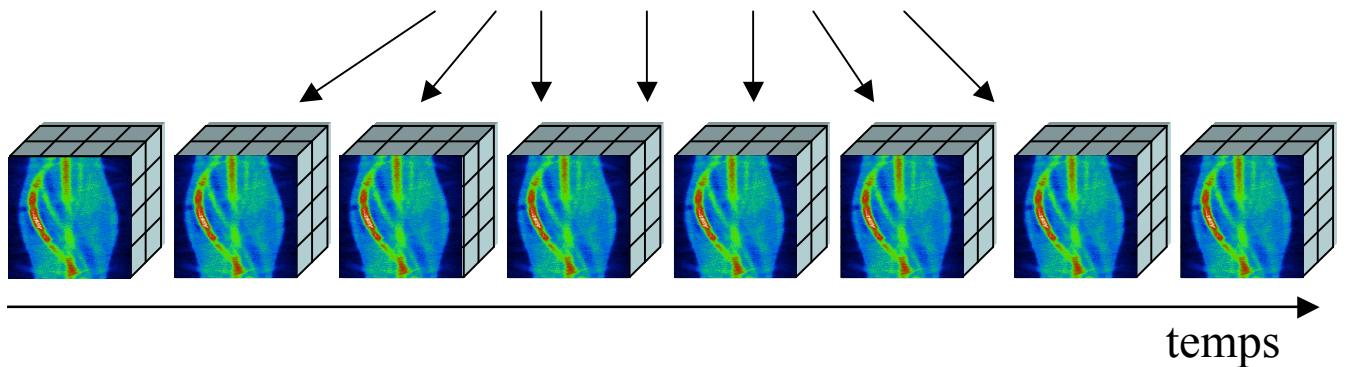
ROI aorte

Qiao et al, Phys Med Biol 2007

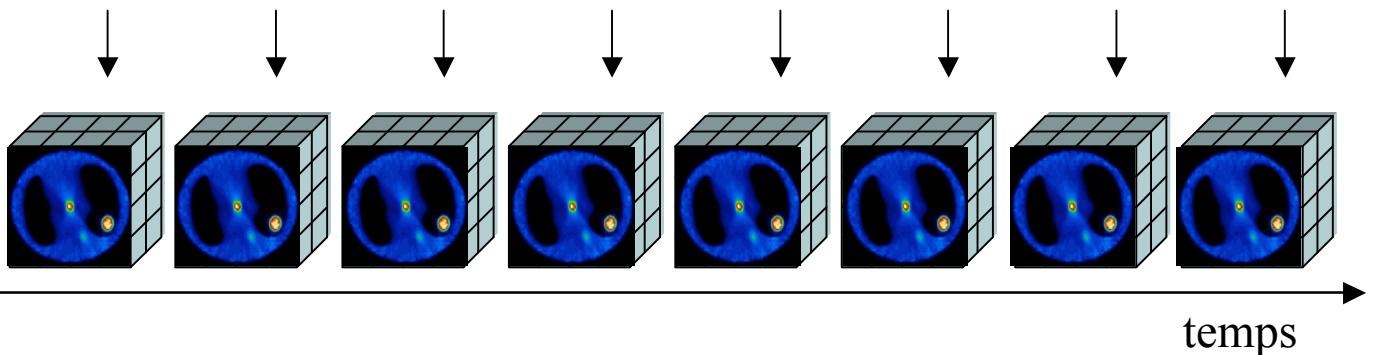
Reconstruction 4D sans recalage : introduction

- Reconstruction classique de données synchronisées

Tri en fonction de la phase respiratoire



Reconstruction indépendante de chaque volume



Chaque volume est reconstruit uniquement à partir des données correspondant à une phase

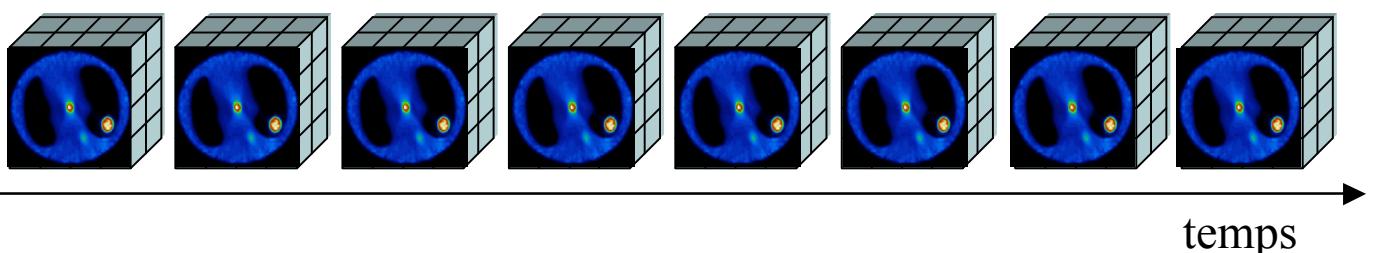
Reconstruction 4D

- Motivation : les données correspondant à une phase sont « proches » des données correspondant aux phases voisines (continuité)

Mode liste : LOR1, e1a, e1b, t1a, t1b, LOR2, e2a, e2b, t2a, t2b,



Reconstruction simultanée de tous les volumes, SANS les recalier (pas de modèle de mouvement introduits)



Chaque volume est reconstruit à partir de toutes les données, sans faire d'hypothèses sur le mouvement

Objectif : atteindre dans chaque image un RSB similaire à celui de la série non synchronisé : choix de faire un recalage ou non

Grotus et al, IEEE MIC 2006, 2007, SNM 2007

Reconstruction 4D : méthode

- Hypothèse de continuité des informations mesurées au cours des différentes phases :

$$S_t(i) = \sum_k A_k(i) f_k(t)$$

Valeur du pixel i
dans l'image t

Au lieu de reconstruire $I \times T$ valeurs (eg, $32 \times 256 \times 256 \times 10$ si 10 phases et 32 coupes 256×256), on reconstruit “seulement” $I \times K$ valeurs ($32 \times 256 \times 256 \times 5$)

→ Redondance d’information : amélioration de la robustesse de l’analyse par rapport au bruit

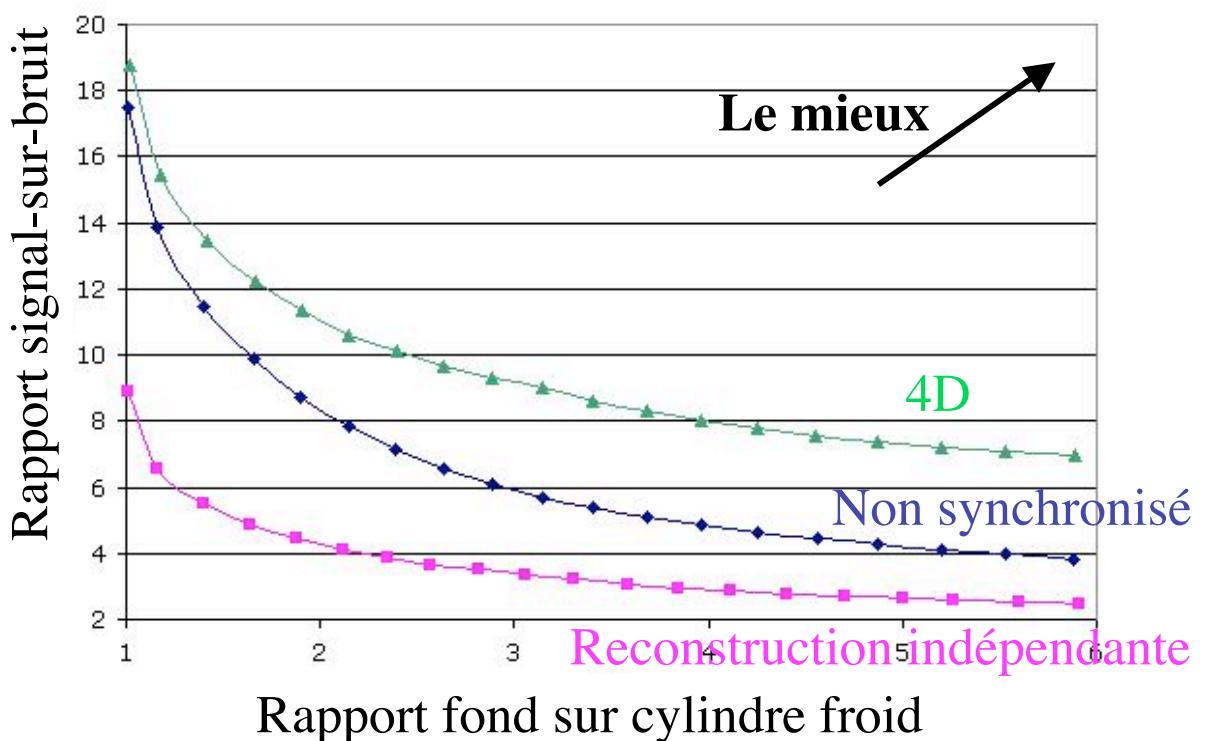
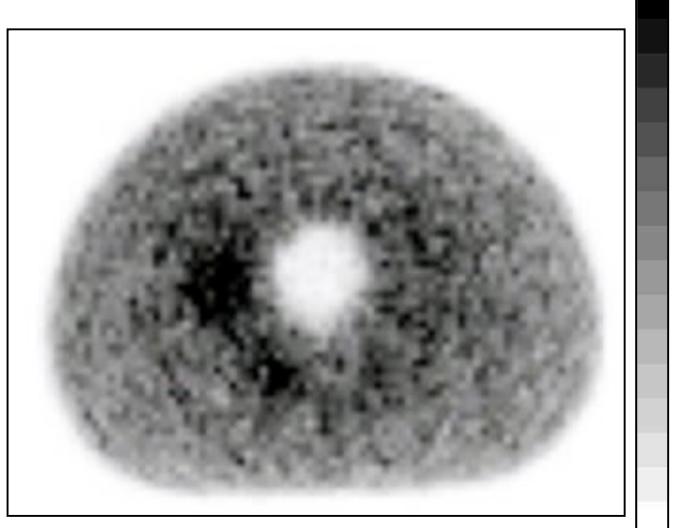
“Lissage” temporel : continuité assurée

Reconstruction 4D

Reconstruction indépendante



Reconstruction 4D



Grotus et al, IEEE MIC 2006, 2007

Reconstruction 4D : discussion

- ++ Pas de recalage nécessaire
- + + Les images reconstruites sont de qualité similaire aux images cliniques actuelles (en termes de RSB) mais ne sont pas perturbées par le flou cinétique
- + + Possibilité d'associer des écarts type aux valeurs des SUV ou volumes estimées en répétant l'estimation sur chaque phase
- - - Evaluation plus approfondie nécessaire

Discussion générale

- Beaucoup de méthodes à l'étude, pas de solution standard
- Stratégie de synchronisation non standardisée (à partir des données, d'une mesure externe, problème des cycles irréguliers)
- Considérer une phase reconstruite classiquement après synchronisation n'est pas suffisant, car l'augmentation de bruit est forte
- Faut-il se focaliser sur une phase ou recaler toutes les phases ?
- Légitimité du recalage élastique ?
- Faut-il corriger toute l'image, ou la/les région(s) tumorale(s) seulement ?
- Gros enjeu pour la quantification (suivi thérapeutique) et la délimitation de zone cible en radiothérapie

Conclusion

- Domaine de recherche extrêmement actif et forte compétition
- Des solutions pratiques devraient émaner rapidement de ces recherches
- Transfert industriel probablement rapide (les dispositifs de synchronisation sont déjà fonctionnels)



Diaporama sur <http://www.guillemet.org/irene/cours>