

50376
1992
123

64121

50376
1992
123

présentée à
L'UNIVERSITE DES SCIENCES ET TECHNOLOGIES DE LILLE
pour obtenir le titre de
DOCTEUR en PRODUCTIQUE:
AUTOMATIQUE ET INFORMATIQUE INDUSTRIELLE
par

Xavier MALEZIEUX

Docteur en Médecine

**ROBOTIQUE ET IMAGERIE MEDICALE :
APPLICATION A LA CONCEPTION ET A LA
PROGRAMMATION D'UN AUTOMATE
MULTIFONCTIONS DE LIPODENSITOMETRIE
ET D'OSTEODENSITOMETRIE**



Thèse soutenue le 25 Mai 1992 devant la commission d'examen:

MM	P. VIDAL	Président, rapporteur
	J-P. SABATIER	Rapporteur
	C. VASSEUR	Directeur de recherche
	J. ROUSSEAU	Codirecteur de recherche
	X. MARCHANDISE	Examineur
	H. BAUSSART	Examineur

Le travail exposé dans ce mémoire est le fruit d'une collaboration étroite entre le Centre d'Automatique de Lille 1 et le Laboratoire de Biophysique de la Faculté de Médecine de Lille.

Avant d'en entamer l'exposé , je tiens à remercier tout particulièrement

Monsieur le Professeur P. VIDAL

Directeur du Centre d'Automatique de Lille

pour me faire l'honneur de présider cette thèse et accepter d'en être rapporteur ;

Monsieur J-P. SABATIER

Maître de conférences de Biophysique à l'Université de Caen

d'avoir accepté d'être rapporteur ;

Monsieur le Professeur C. VASSEUR

Professeur au Centre d'Automatique de Lille

Directeur de l'Ecole Nationale Supérieure des Arts et Industries Textiles

pour avoir été Directeur de Recherche de cette thèse, qu'il trouve ici l'expression de ma reconnaissance pour l'attention, les conseils et l'aide constante qu'il m'a apportés ;

Monsieur J. ROUSSEAU

Maître de conférences de Biophysique

pour avoir été responsable scientifique et codirecteur de ce travail, qu'il trouve ici l'expression de ma profonde gratitude pour m'avoir aidé et conseillé .

Monsieur le Professeur X. MARCHANDISE

Professeur de Biophysique à la Faculté de Médecine de Lille

Chef du Service Associé de Médecine Nucléaire du Centre Hospitalier Régional de Lille

a été à l'origine de cette thèse. Qu'il trouve ici l'expression de mes remerciements pour m'avoir initié à l'absorptiométrie biphotonique et m'avoir patiemment conseillé.

Monsieur le Professeur H. BAUSSART

Directeur de l'Institut Agro-alimentaire de Lille

a accepté d'être examinateur, qu'il en soit vivement remercié

Je tiens également à exprimer ma reconnaissance à

Monsieur le Professeur R. VERGNES

Directeur du Laboratoire de Biophysique de la Faculté de Médecine de Lille

Chef du Service Central de Médecine Nucléaire du Centre Hospitalier de Lille

qui m'a accueilli dans son laboratoire et m'a permis de réaliser ce travail en étant libéré de toute contrainte matérielle.

Enfin mes remerciements vont à toutes les personnes qui ont collaboré à ce travail, et notamment les chercheurs et stagiaires du Laboratoire de Biophysique de la Faculté de Médecine de Lille :

Gérard DATICHE, Nicolas DEWAVRIN, Frédéric DEGAND, Frédéric DELPOUVE,

ainsi qu'à tous les volontaires qui se sont prêtés aux essais in vivo du robot.

TABLE DES MATIERES

	pages
INTRODUCTION	11
PREMIERE PARTIE	
L'ABSORPTIOMETRIE BIPHOTONIQUE	13
Chapitre I	
Principes et théorie de l'absorptiométrie biphotonique à source fixe	14
1.1 Principes de base pour une source fixe	14
1.1.1 Absorption monophotonique d'un corps	14
1.1.2 Absorption monophotonique de deux corps	15
1.1.3 Absorption biphotonique de deux corps	17
1.1.4 Résolution des équations	17
1.2 Applications aux tissus biologiques	17
1.2.1 Les sources possibles	18
1.2.1.1 Les sources radioactives	18
1.2.1.2 Sources de rayons X filtrés	19
1.2.2 La source choisie	20
1.2.2.1 Désintégration	20
1.2.2.2 Spectre	21
1.2.2.3 Durée de vie	21
1.2.3 Les différents types d'utilisation de l'absorptiométrie biphotonique en mesure fixe	22
1.2.3.1 Détermination des paramètres des équations	22
1.2.3.2 Densitométrie osseuse	22
1.2.3.3 Densitométrie graisseuse	23
1.2.3.4 Mesure mixte	24
1.4 Intérêt médical de l'absorptiométrie biphotonique	24
1.3 Conclusion	25

Chapitre II		pages
Absorptiométrie biphotonique à balayage		25
2.1	Mise en oeuvre du balayage	25
2.1.1	Principe de base	25
2.1.1.1	Système multidétecteur	25
2.1.1.2	Système monodétecteur	26
2.1.2	Application à la densitométrie osseuse	30
2.1.3	Mesure de la graisse	31
2.1.4	Mesure mixte	32
2.2	Réalisation d'un balayage auto-adaptatif	34
2.3	Réalisation pratique	35
2.3.1	Historique	35
2.3.1.1	Présentation du matériel existant (1984)	35
2.3.1.2	Gestion intégrée des examens	37
2.3.1.3	Changement de l'informatique	37
2.3.1.4	Lipodensitométrie	37
2.3.2	Analyse critique de l'appareillage existant et problèmes résiduels	37
2.3.3	Cahier des charges	38
2.3.3.1	Matériel	38
2.3.3.2	Logiciel	39
2.4	Présentation du système	41
2.4.1	Aspect global	41
2.4.2	Les différents organes	42
2.4.2.1	La source	42

2.4.2.2 Détection et amplification	42
2.4.2.3 Motorisation	42
2.4.2 Principe de commande	43

DEUXIEME PARTIE

ACQUISITION DES DONNEES ET TRAITEMENT DE L'IMAGE

Chapitre III	
Construction des images	47
3.1 Stabilité de la détection	47
3.1.1 Les accidents initiaux	48
3.1.2 Fluctuations rapides au cours du temps	49
3.1.3 Dérive au cours du temps	50
3.2 Acquisition bidimensionnelle à vitesse variable	51
3.2.1 Principes	51
3.2.2 Ergonomie de l'introduction des cotes de balayage	52
3.2.3 Principe de la commande	57
3.2.3.1 Calcul de cadencements	57
3.2.3.2 Chronogramme	57
3.2.4 Algorithme de commande	59
3.3 Capteur intelligent	62
3.3.1 Intérêt d'un capteur "intelligent"	62
3.3.2 Problèmes spécifiques du capteur intelligent	63
3.3.2.1 Comparaison avec des images optiques	63
3.3.2.2 Problèmes liés à la radio-activité	64

3.3.3 Principe de raisonnement	64
3.3.3.1 Contraintes	66
3.3.3.2 Autoadaptation	67
3.3.3.3 Comment choisir les pixels ?	68
3.3.4 Segmentation et seuillage :	71
3.3.4.1 Introduction	71
3.3.4.2 Approche positionnelle	71
3.3.4.3 Approche probabiliste	72
3.3.4.3.1 Méthode du seuil arbitraire	73
3.3.4.3.2 Utilisation d'histogrammes de niveaux de gris	74
3.3.4.4 Approche mixte	75
3.3.4.4.1 Approche gaussienne	75
3.3.4.4.2 Seuillage par inflexion	76
3.3.5 Cas particulier du seuillage en lipodensitométrie	80
3.3.6 Vitesses butoirs	81
3.3.6.1 Limite en vitesse lente	81
3.3.6.2 Limite en vitesse rapide	81
3.4 Cycle d'acquisition	82
3.5 Conclusion	83
Chapitre IV	
Exploitation des données et ergonomie de présentation	84
4.1 Introduction	84
4.2 Principe des calculs	84
4.2.1 Information pré-traitée	86

4.2.2 Les traitements effectués	88
4.2.2.1 Notations complémentaires	90
4.2.2.2 Spécificités	90
4.2.2.2.1 Densitométrie osseuse	90
4.2.2.2.2 Lipodensitométrie	92
4.2.2.2.3 Mesure mixte	93
4.3 Ergonomie et mise en oeuvre	96
4.3.1 Organisation commune	96
4.3.1.1 Organisation des fichiers	97
4.3.1.2 Traitement des données	97
4.3.1.3 Définition des régions d'intérêt	97
4.3.1.4 Autres facilités	98
4.3.2 Ergonomie et précision du logiciel d'exploitation de la densitométrie osseuse	98
4.3.2.1 Organisation	98
4.3.2.2 Ligne de base	99
4.3.2.3 Contrôle de la segmentation	102
4.3.3 Ergonomie de la densitométrie de la graisse	104
4.3.3.1 Affichage	104
4.3.3.2 Isocontours	105
4.3.3.3 Profils	105
4.3.3.4 Ergonomie d'utilisation	105
4.3.4 Mesure mixte	107
4.3.4.1 Etude théorique de l'influence de la teneur en graisse des tissus mous sur la justesse des calculs de contenu minéral osseux	107
4.3.4.2 Ergonomie de la densitométrie mixte	109
4.3.4.3 Principe	109
4.3.4.4 Evaluation de la proportion de graisse	111
4.3.4.5 Contrôle de la segmentation	111
4.3.4.6 Les histogrammes	111
4.3.4.7 Représentation du modèle de variation du pourcentage de graisse	112

4.3.4.8	Modélisation pseudo tridimensionnelle du pourcentage de graisse	114
4.4	Amélioration de la définition de l'image	115
4.4.1	Représentation couleur	115
4.4.1.1	Principe	115
4.4.1.2	Mise en oeuvre	116
4.4.2	Représentation noir et blanc	118
4.4.3	Fonction de réglage du contraste	123
4.5	Conclusion	126

**TROISIEME PARTIE
PROCEDURES CLINIQUES ET RESULTATS**

Chapitre V 127

5.1	Fantômes, solutions tests et témoins	128
5.1.1	Fantômes	128
5.1.2	Témoins	129
5.1.3	Comparaisons	129
5.2	Résultats	131
5.2.1	Conformité de la mesure	131
5.2.2	Résolution	132
5.2.3	Linéarité et reproductibilité	133
5.2.4	Optimisation du temps d'examen	133
5.2.5	Exactitude des mesures de graisse	134
5.2.6	Influence de la variation du pourcentage de graisse des tissus mous	135
5.2.7	Comparaisons des résultats de pourcentage de graisse avec l'IRMN	136
5.2.8	Validation de la modélisation	137
5.2.9	Comparaison de la modélisation avec IRMN	139
5.2.10	Correction de la densité minérale osseuse	140
5.2.11	Commentaires de ces résultats	141
5.3	Procédures cliniques	141

5.4 Base de données	146
CONCLUSION GENERALE	147
ANNEXES	150
Détail des structures matérielles	151
A1 Aspect global	151
A2 Détection	151
A2.1 Schéma général	151
A2.2 Composition	151
A2.3 Principe de détection	151
A2.4 Le photomultiplicateur	152
A3 Table	152
A4 Analyseur d'amplitude	153
A5 Informatique associée	153
A6 Interface de pilotage	154
A7 Synoptique général des interfaces	155
GLOSSAIRE	155
BIBLIOGRAPHIE	159

INTRODUCTION

L'absorptiométrie biphotonique est une technique permettant de définir la nature d'un échantillon en le traversant d'un faisceau bichromatique et en calculant l'absorption différentielle des énergies du faisceau.

Cette technique est utilisée en routine depuis quelques années en médecine pour la détermination du contenu minéral osseux [MAR88], et a été proposée [GOT86, MAL87-2] pour la mesure du pourcentage de graisse des tissus mous. Cette méthode est également potentiellement utilisable dans l'industrie agro-alimentaire pour le calcul de la teneur lipidique d'aliments.

Nous tentons dans ce mémoire d'exposer une méthodologie destinée à augmenter la rapidité d'acquisition de l'information et d'en améliorer la fiabilité.

Pour cela nous avons développé un prototype d'absorptiomètre biphotonique à vitesse variable permettant, outre la détermination de la minéralisation osseuse et de la teneur en graisse, la mesure et la visualisation simultanées sur une même zone de la densité minérale osseuse et du contenu lipidique.

Ce travail est divisé en trois parties:

Principes de l'absorptiométrie biphotonique

Acquisition de l'examen et traitement de l'image

Procédures cliniques et résultats

La première partie développe dans le chapitre 1 l'étude théorique de l'absorptiométrie biphotonique et les trois applications qui en découlent: densitométrie osseuse, mesure de la proportion de graisse, et mesure mixte. Le chapitre 2 est consacré à la présentation du matériel original qui a servi de support à l'étude : caractéristiques techniques et particularités.

La seconde partie est plus particulièrement orientée vers la présentation des algorithmes d'acquisition, de reconnaissance automatique temps réel de la nature de la zone parcourue. Ces algorithmes permettent de diminuer le temps d'examen (Chapitre III).

Cette partie traite également des processus de traitement de l'information acquise permettant d'extraire des données les plus fiables possible et d'améliorer la définition spatiale de l'image (chapitre IV).

Enfin la troisième partie est consacrée aux protocoles cliniques, aux résultats obtenus et à l'inclusion de cet instrumentation dans une chaîne globale micro-informatisée (chapitre V).

PREMIERE PARTIE

L'ABSORPTIOMETRIE BIPHOTONIQUE

CHAPITRE I

Principes et théorie de l'absorptiométrie biphotonique à source fixe

L'absorptiométrie biphotonique est la mesure de l'absorption d'un faisceau de photons bichromatique par un corps ; cette mesure permet une analyse quantitative de la nature de ce corps.

1.1 Principes de base pour une source fixe

1.1.1 Absorption monophotonique d'un corps

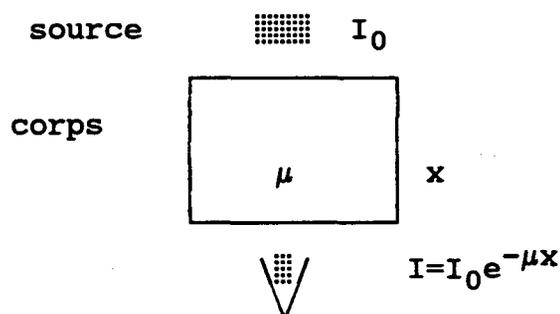


figure 1-1 absorption monophotonique d'un corps

Soit I_0 l'intensité incidente d'une source de rayonnement monoénergétique (figure 1-1), l'absorption de ce rayonnement par un corps obéit à la loi :

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

où

I est l'intensité transmise à travers le corps

x , l'épaisseur du corps

μ , le coefficient d'atténuation linéaire, caractéristique du corps et de l'énergie du rayonnement.

1.1.2 Absorption monophotonique de deux corps

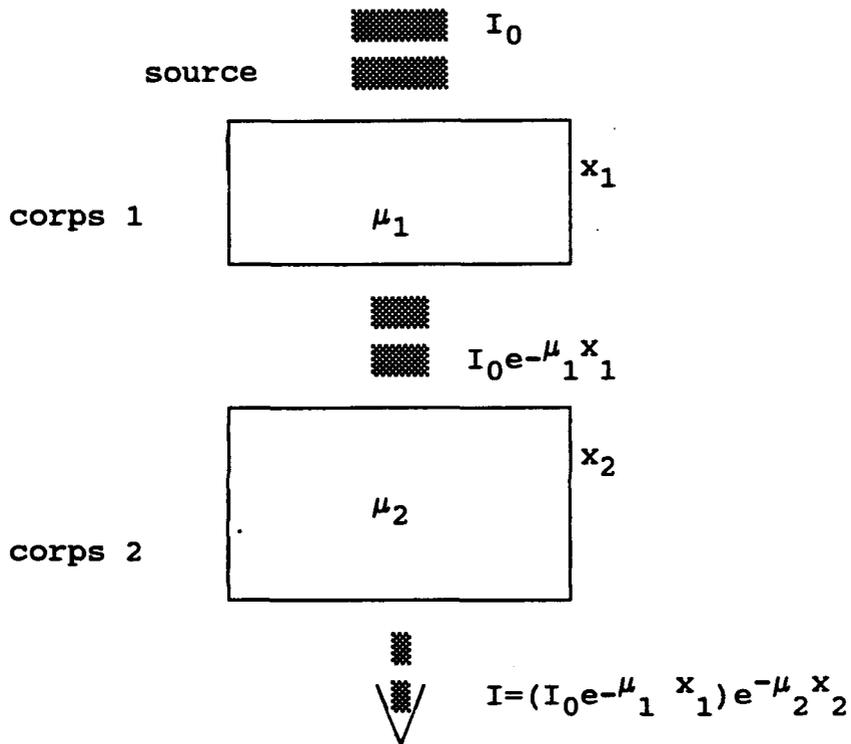


figure 1-2 : absorption monophotonique de deux corps

Si 2 corps sont superposés, l'équation devient (figure 1-2):

$$I = (I_0 e^{-\mu_1 x_1}) e^{-\mu_2 x_2}$$

1.1.3 Absorption biphotonique de deux corps

Si l'on dispose d'une source biénergétique, on a 2 équations (figure 1-3):

$$(1) \begin{cases} I = (I_0 e^{-\mu_1 x_1}) e^{-\mu_2 x_2} & \text{pour la première énergie} \\ \text{et} \\ I' = (I'_0 e^{-\mu'_1 x_1}) e^{-\mu'_2 x_2} & \text{pour la seconde} \end{cases}$$

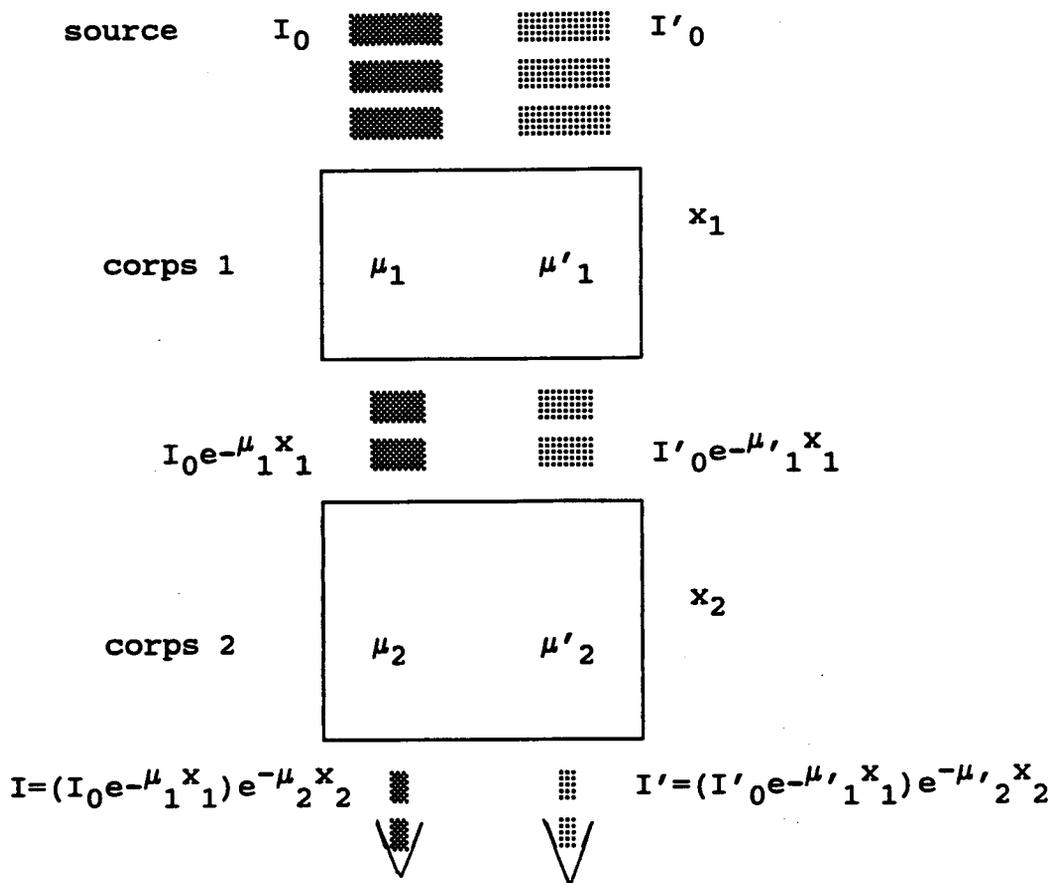


figure 1-3: absorption biphotonique de deux corps

La proportion de deux corps en mélange peut être déterminée par la résolution du système (1) de deux équations où l'on cherche à déterminer x_1 et x_2 qui sont les épaisseurs de ces corps fictivement superposés: c'est l'absorptiométrie biphotonique.

Cette méthode suppose que les coefficients d'absorption des deux corps soient connus pour les énergies des deux faisceaux.

L'absorption d'un rayonnement dans un corps est proportionnelle au numéro atomique de ce corps [TUB63]. L'ordre de superposition des deux corps 1 et 2 ou leur mélange n'influe pas sur l'absorption du flux photonique.

Remarque:

L'hypothèse selon laquelle les deux corps sont en mélange n'influe donc pas sur les résultats.

1.1.4 Résolution des équations:

A partir du système (1), en utilisant les logarithmes il vient:

$$\text{Log} \frac{I_0}{I} = \mu_1 x_1 + \mu_2 x_2$$

$$\text{Log} \frac{I'_0}{I'} = \mu'_1 x_1 + \mu'_2 x_2$$

d'où:

$$x_1 = \left[\frac{\mu'_2}{\mu_1 \mu'_2 - \mu'_1 \mu_2} \text{Log} \frac{I_0}{I} \right] - \left[\frac{\mu_2}{\mu_1 \mu'_2 - \mu'_1 \mu_2} \text{Log} \frac{I'_0}{I'} \right]$$

$$x_2 = \left[\frac{\mu'_1}{\mu'_1 \mu_2 - \mu_1 \mu'_2} \text{Log} \frac{I_0}{I} \right] - \left[\frac{\mu_1}{\mu'_1 \mu_2 - \mu_1 \mu'_2} \text{Log} \frac{I'_0}{I'} \right]$$

1.2 Applications aux tissus biologiques

Ce principe d'absorptiométrie biphotonique est couramment utilisé en médecine pour déterminer la masse osseuse dont la plus grande partie est constituée par de l'hydroxyapatite (sel de calcium) et ainsi évaluer la qualité de différentes pièces osseuses pouvant être lésées dans des pathologies très diverses [REE66, MAR88]. Le tissu 1 est constitué par l'hydroxyapatite, le tissu 2 par le tissu mou qui entoure cet os.

La troisième dimension, qui permet d'envisager non plus une quantification en épaisseur ou un rapport en épaisseur mais un volume ou une proportion volumique, est apportée par la réalisation d'une image. Cette image est obtenue par balayage rectilinéaire bidimensionnel. L'optimisation de l'obtention de cette image ainsi que son traitement seront envisagés dans la deuxième partie.

L'objet de notre travail porte sur une application de la théorie de l'absorptiométrie biphotonique pour la mesure du contenu en graisse. La mise en oeuvre porte sur l'optimisation et l'automatisation du processus d'acquisition ainsi que sur le développement de nouveaux algorithmes de traitement de l'information. L'absorptiométrie des tissus mous est basée sur la différence d'absorption de deux types de tissu : le tissu gras et le tissu non gras, ce dernier pouvant être assimilé à l'eau.

1.2.1 Les sources possibles.

Pour pouvoir réaliser une mesure, il est nécessaire de disposer d'une source de rayonnement biénergétique dont les longueurs d'onde (ou les énergies) sont appropriées aux tissus à analyser.

Un rayonnement trop peu pénétrant est vite absorbé par le tissu et l'intensité détectée trop faible, et inversement pour un rayonnement d'énergie trop élevée. Pour les tissus biologiques qui nous intéressent ici, le rayonnement utile doit se situer entre 35 et 110 KeV [TUB63]. Pour cela, trois types d'émetteurs de photons peuvent être envisagés:

- Une source radioactive à deux pics d'émission.
- Deux sources jumelées émettant chacune une énergie photonique.
- Un tube de production de rayons X filtrés.

1.2.1.1 Les sources radioactives

Pour l'évaluation de la graisse dans les tissus mous, d'autres auteurs ont utilisé des sources de radio-éléments de nature différente avec des résultats variables:

Les mesures ponctuelles réalisées en utilisant deux radio-isotopes Am241 (59,6KeV) et I125 (27,4 KeV) donnent des résultats peu reproductibles [MAZ70, MAZ72]. Même les balayages unidimensionnels n'améliorent que peu la reproductibilité. Toutefois, les résultats sont bien corrélés ($r=0,98$) à la mesure des circonférences (tour de taille, tour de bras etc...) et à la mesure du pli cutané ($r=0,91$). Le même système de balayage linéaire avec source double

(I125 + Am241) a été utilisé pour évaluer la distribution aqueuse du tissu mou chez des patients gravement blessés [WIT78] et soumis à des perfusions importantes. Il s'agissait d'un système portable où le membre à mesurer était attaché pendant le balayage ; ce membre est marqué avec une encre indélébile afin d'améliorer le repositionnement qui reste, malgré tout, le problème majeur de ce type de balayage.

Le Cd109 (22 KeV et 87,7 KeV) permet d'améliorer la sensibilité d'un facteur 2,6 par rapport aux sources jumelées I125 et Am241 [PRE72]. Pourtant, seuls des échantillons isolés peuvent être analysés car il existe une épaisseur au-delà de laquelle la sensibilité du Cd109 est insuffisante à cause de la faible valeur de l'énergie la plus basse : à partir de 9cm de tissu mou (de composition moyenne égale à 50% de gras) la non fiabilité de la mesure limite l'utilisation de Cd109 in vivo.

Le Xe133 (31 KeV et 81 KeV) a été également utilisé [PRE75-1, PRE75-2]. Pourtant la demi-vie courte du Xe133 (5,3 jours) en limite considérablement l'utilisation pour l'absorptiométrie même si l'on peut, en pratique, l'utiliser environ quatre demi-vies sans modifier la précision des mesures .

Gotfredsen, Hassager et col. ont utilisé le Gd153 [GOT86, MAZ90] pour la mesure de fantômes fabriqués à partir de tissus d'animaux, et pour le balayage du corps entier de sujets sains. Sur les fantômes, les coefficients de variation allaient de 1,28 % à 1,84% selon la teneur en graisse de l'échantillon. Sur les mesures in vivo, les résultats apparaissaient bien corrélés ($r=0.997$) avec le poids du sujet. Par contre la corrélation entre la masse grasse mesurée par absorptiométrie et celle estimée à partir de coefficients et d'équations reliant le poids, la taille et l'épaisseur des plis cutanés à l'adiposité du sujet est nettement moins bonne : $r=0,53$. Cet écart est attribué par les auteurs à l'incertitude de la seconde méthode.

1.2.1.2 Sources de rayons X filtrés.

Beaucoup plus récemment sont apparus des appareils dont la source est constituée d'un tube générateur de rayons X . Le caractère bichromatique du rayonnement est donné soit par permutation rapide de la tension d'alimentation (Hologic), soit par filtration par la traversée d'une couche d'absorbeur en terre rare (Lunar, Sopa). Le faisceau ainsi modifié présente alors des caractéristiques permettant une analyse biphotonique. Néanmoins de nombreux problèmes se posent encore pour l'analyse de la graisse et cette adaptation est actuellement en développement. [WEB87, HAS89, MAZ90, BUN90, SOR90, HAN90, VAL90, HEY91]. Le caractère bichromatique notamment n'est pas parfait et les fenêtres spectrales de détection doivent être

plus étroites que pour les sources radioactives (figure 1-4). Le durcissement du faisceau au cours de la traversée du corps à analyser engendre des perturbations dans les coefficients d'atténuation et peut se répercuter sur la précision des calculs [COU91].

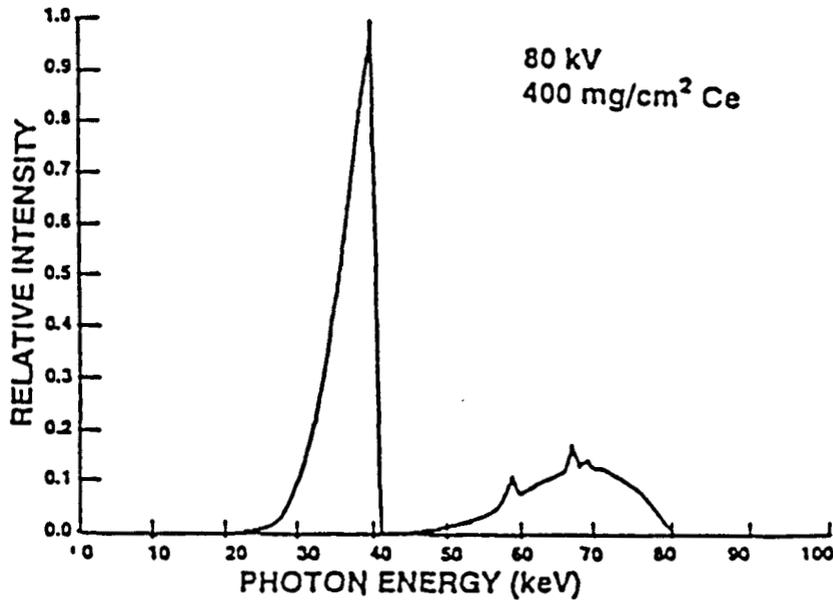


figure 1-4 : spectre d'un faisceau X filtré

1.2.1.3 Détection

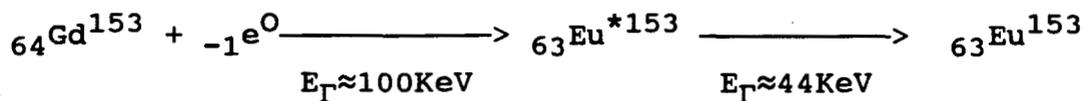
La détection des photons transmis est réalisée à l'aide d'un cristal de iodure de sodium dopé au thallium couplé à un photomultiplicateur (Cf annexe). Seuls sont comptabilisés les photons d'énergie comprise entre les bornes supérieures et inférieures de deux fenêtres spectrométriques.

1.2.2 La source choisie

1.2.2.1 Désintégration

Nous avons utilisé en ce qui concerne notre étude, une source radioactive de Gadolinium 153.

Le Gadolinium 153 est émetteur Gamma en 44 et 100 KeV selon le schéma simplifié suivant:



Le Gadolinium 153 se désintègre par capture électronique pour donner l'Europium 153 métastable avec émission d'un photon de 100 KeV. L'Europium 153 métastable se désexcite rapidement et émet un autre photon à 44 KeV.

1.2.2.2 Spectre

La figure 1-5 montre les spectres du Gadolinium 153 théorique et détecté par notre dispositif (cristal de iodure de Sodium (NaI)). On doit noter l'élargissement des pics et l'apparition d'un front Compton visualisé sous la forme d'un pic supplémentaire de basse énergie et l'élargissement du pic de 44KeV.

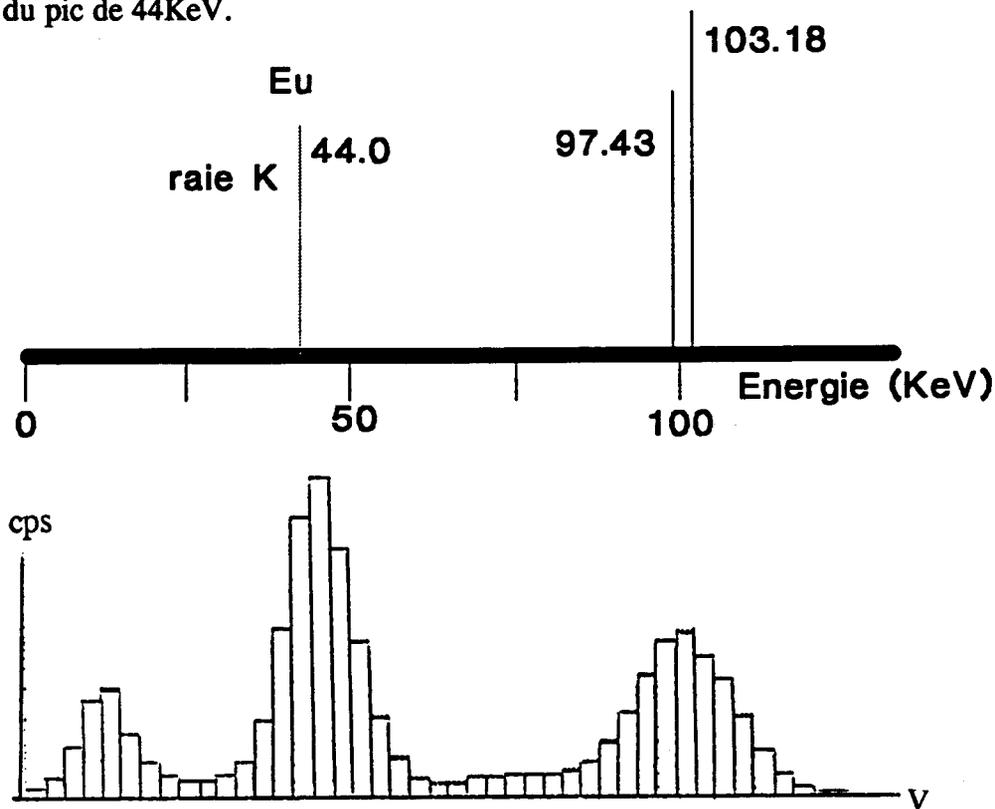


figure 1-5 : Spectre de la source de Gadolinium spectre théorique et réalisé avec les éléments de notre chaîne d'appareillage.

2.1.2.3 Durée de vie

Le ^{153}Gd a une demi-vie T de 242 jours, l'activité va donc décroître selon la loi :

$$A = A_0 e^{-\sigma t}$$

où A est l'activité à l'instant t , A_0 au temps 0 et $\sigma = \text{Log}2/T$

Le vieillissement de la source va se traduire par une diminution du nombre des photons incidents, et doit être compensé par des temps d'exposition plus longs.

La demi-vie du gadolinium est très longue par rapport à la durée d'un examen (quelques minutes). On négligera donc dans les calculs, la diminution du taux de comptage induite par le vieillissement de la source au cours d'un examen (inférieure à un rapport de 10^{-5}).

Les comptages s'effectuent dans des fenêtres spectrométriques définies avant le début de l'examen, centrées sur les pics d'émission. Ces fenêtres resteront fixes pendant toute l'acquisition.

1.2.3 Les différents types d'utilisation de l'absorptiométrie biphotonique en mesure fixe.

1.2.3.1 Détermination des paramètres des équations.

Quel que soit le type d'analyse à effectuer, mesure de densité osseuse, de pourcentage de graisse ou mesure mixte, l'absorptiométrie biphotonique est toujours basée sur le même principe. La résolution du système (1) permet d'obtenir x_1 et x_2 à partir des intensités incidentes I_0 I'_0 , des intensités efférentes I , I' et des coefficients d'absorption.

Les intensités sont exprimées en coups par unité de temps, un coup étant un photon détecté par le cristal détecteur et comptabilisé par la structure de comptage.

Pour la densitométrie osseuse: I_0 I'_0 sont obtenues par comptage en un point où il n'y a pas de tissu osseux et pour la mesure des graisses par un comptage à vide.

De plus, il existe quelques différences entre la théorie de la densitométrie osseuse et celle de la mesure des graisses; ces différences sont explicitées ci-après:

1.2.3.2 Densitométrie osseuse

En densitométrie osseuse, les coefficients μ sont des coefficients d'atténuation massique (cm^2g^{-1}) et seuls les résultats relatifs à l'os sont utilisés (figure 1-6) car le résultat souhaité est une masse osseuse ou une densité massique.

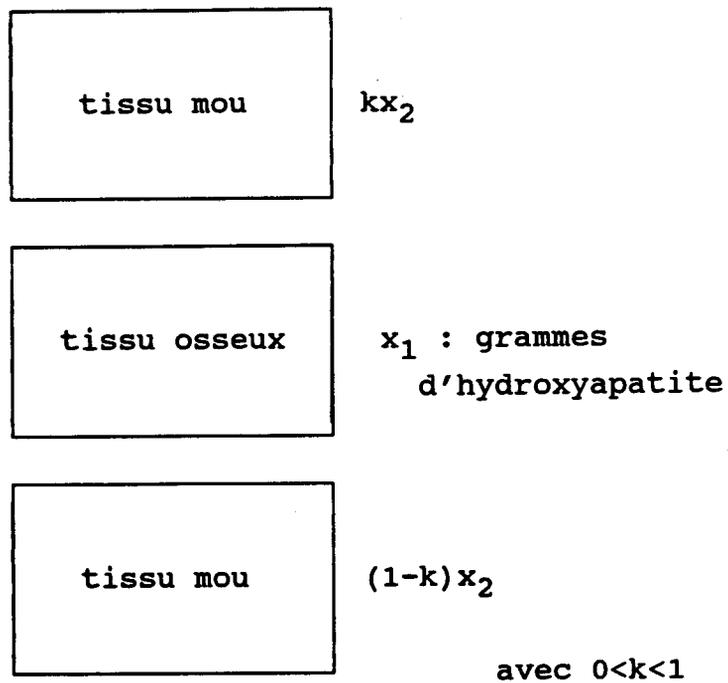


figure 1-6 : densitométrie osseuse

1.2.3.3 Densitométrie graisseuse

En graissométrie, c'est le pourcentage de volume de graisse (proportionnel à $x_1/(x_1+x_2)$) qui est utile. Pour cela les coefficients μ utilisés sont des coefficients d'atténuation linéaire, x_1 et x_2 étant les épaisseurs respectives des tissus gras et non gras (aqueux) (figure 1-7).

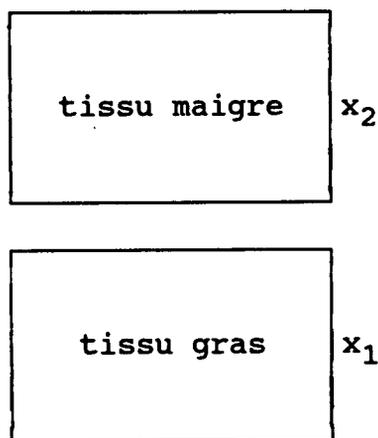


figure 1-7 : densitométrie graisseuse

1.2.3.4 Mesure mixte

La mesure mixte, c'est-à-dire l'obtention sur une même acquisition d'une valeur pour l'os et pour la graisse, est impossible dans le cas des mesures fixes. En effet, dans ce cas, on est conduit à la détermination de 3 inconnues à l'aide de seulement 2 équations.

x_1 : épaisseur d'eau (tissu maigre)

x_2 : épaisseur de graisse

x_3 : masse d'os (sel d'hydroxyapatite calcique).

Toutefois il est possible de réaliser une telle mesure à l'aide d'un balayage, en prenant les corps deux à deux et en sélectionnant les zones. Cet aspect sera développé au chapitre 2.

1.3 Intérêt médical

Jusqu'à ces dernières années, l'utilisation de l'absorptiométrie biphotonique se cantonnait uniquement à l'évaluation de la minéralisation osseuse. Toutes les pathologies pouvant avoir un tropisme osseux sont susceptibles d'une exploration par ce type d'appareil. Parmi celles-ci, les hyperparathyroïdies, les insuffisances rénales, les hypothyroïdies etc...

L'ostéoporose est de loin la plus étudiée car plusieurs facteurs se conjuguent pour la faire surgir actuellement dans la grande actualité médicale [MAR88]: le vieillissement de la population, l'idée d'une efficacité thérapeutique sinon curative du moins préventive dans ce domaine [ETT87], la perception nouvelle de la charge économique de la santé, le refus de la fatalité ménopausique, la proximité de l'aventure spatiale [RAM79], le souci de la condition des sportifs de haut niveau [DRI86].

Plus récemment, apparaissent des études expérimentales sur l'utilisation de cette technique pour l'exploration des tissus mous, les utilisations dans le domaine de l'endocrinologie sont potentiellement intéressantes [GOT86, MAL87-2, HAS89, BUN90, MAZ90] .

1.4 Conclusion

L'absorptiométrie biphotonique fixe permet une détermination quantitative des épaisseurs de deux corps en mélange. Néanmoins pour pouvoir obtenir une analyse en volume il est nécessaire d'acquérir une image bidimensionnelle. De même, l'analyse simultanée de trois corps n'est possible qu'en utilisant des zones différentes d'une même image. L'image peut être obtenue par un balayage bidimensionnel d'un détecteur unique ou par un mouvement linéaire d'un barreau de détecteurs. Le chapitre suivant développe les apports de l'absorptiométrie biphotonique à balayage.

CHAPITRE II

Absorptiométrie biphotonique à balayage

2.1 Mise en oeuvre du balayage

2.1.1 Principes de base

Par rapport à la mesure fixe, le balayage du couple source - détecteur permet la réalisation d'une image et donc d'une quantification surfacique, plus récemment sont apparus sur le marché des absorptiomètres multidétecteurs permettant un balayage "ligne par ligne".

2.1.1.1 Système multidétecteur

L'utilisation d'un barreau de détecteurs alignés permet théoriquement d'améliorer la vitesse d'acquisition de l'image (figure 2-1). Le mouvement ne se fait alors que sur une dimension. Toutefois, dans ce cas, il est nécessaire de réaliser des corrections de gain pour uniformiser les comptages entre les détecteurs pour une même intensité incidente. Les différences de gains d'un détecteur à l'autre doivent être compensées par des étalonnages précis.

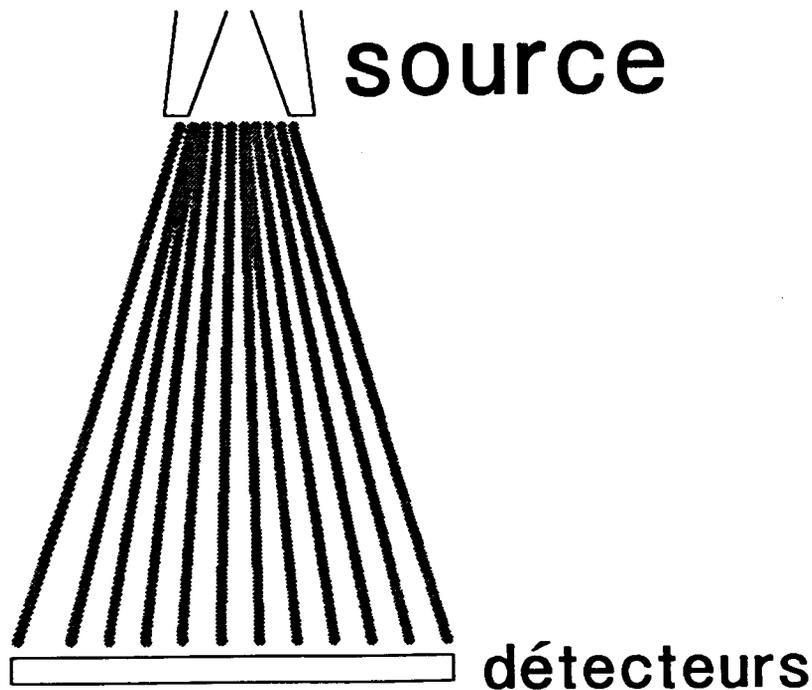


figure 2-1 système multidétecteur

Cette technique nécessite un angle d'émission important de manière à viser tous les détecteurs. Le faisceau doit avoir la forme d'un éventail . Enfin, un effet d'agrandi selon la position de l'objet par rapport aux détecteurs perturbe les mesures. De même si la largeur de balayage est fixe, il est impossible d'analyser des zones étendues à moins d'envisager un déplacement supplémentaire dans l'axe X ce qui, à notre connaissance, n'a été réalisé que sur un appareil (Hologic 2000).

2.1.1.2 Système monodétecteur

Compte tenu des difficultés actuelles de mise en oeuvre de la multidétection, nous avons adopté une technique monodétecteur qui, en outre, présente l'avantage d'être moins onéreuse.

L'image est créée par balayage bidimensionnel de l'ensemble source-détecteur, ainsi que l'illustre la figure 2-2 a et discrétisation temporelle des comptages d'intensités. A la discrétisation temporelle des comptages correspond une discrétisation spatiale de la zone parcourue . L'intervalle de comptage détermine une unité d'image: le pixel (figure 2-2b).

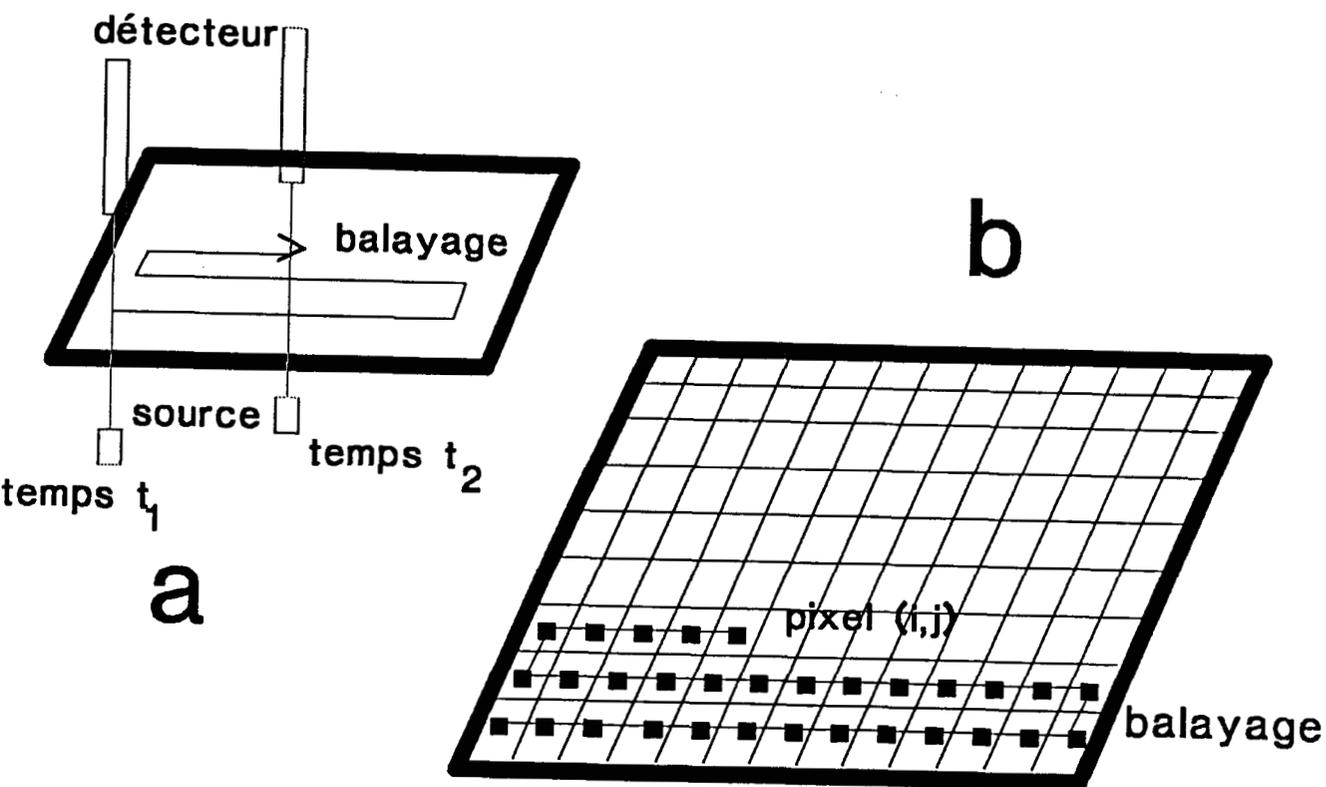


figure 2-2 formation de l'image a) balayage matériel b) correspondance image

Ces comptages sur une zone (pixel) se font pendant un temps t . Ce laps de temps peut être soit fixe quelle que soit la nature de la zone, on parle alors de balayage à vitesse constante, soit variable.

La taille du pixel est ainsi déterminée:

- * Par le temps de comptage (discrétisation temporelle)
- * Par la vitesse de balayage

En effet, la nature même de la source (désintégration radioactive) implique une fluctuation des comptages.

La désintégration radioactive est un phénomène aléatoire, les fluctuations statistiques obéissent à la loi de Poisson que l'on peut assimiler à une loi de Laplace-Gauss centrée sur le taux moyen N et d'écart-type $\sigma = \sqrt{N}$ (cf. chapitre 3). Les temps d'exposition pour chaque pixel doivent donc être suffisants pour minimiser ces fluctuations de comptage.

Ce taux de comptage ne doit pas être trop élevé, de manière à éviter la saturation du détecteur (figure 2-3)

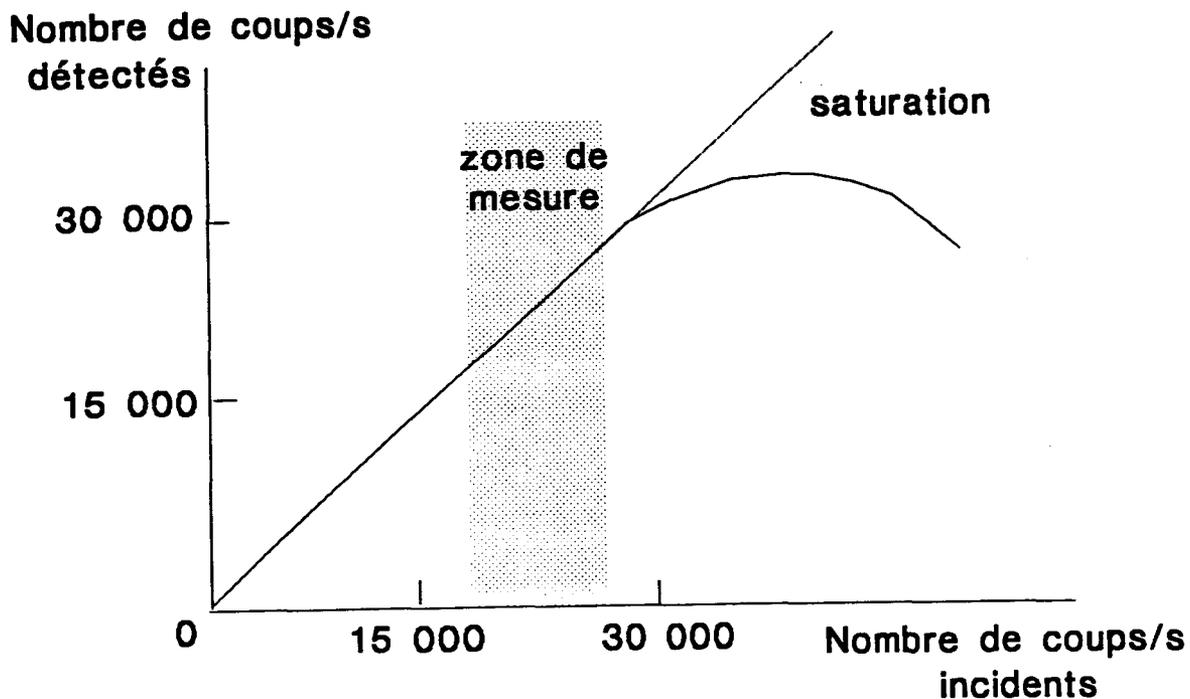


figure 2-3: zone optimale de mesure déterminée expérimentalement en interposant des épaisseurs croissantes de matériau absorbant.

L'image obtenue par balayage permet de visualiser les variations de quantification. Les calculs réalisés s'apparentent à ceux du traitement d'images.

L'image présente en général deux zones distinctes:

- * Une zone de tissu mou sans tissu osseux
- * Une zone contenant de l'os, la seule à nous intéresser en densitométrie osseuse.

Nous appellerons I l'image; D la zone contenant l'os et C_D la zone de tissu mou.

$$I = D \cup C_D$$

Le mode de discrimination entre ces deux zones est abordé au chapitre 3. Il fait appel à l'absorption différentielle des deux énergies.

Chaque pixel est repéré par ses coordonnées cartésiennes i et j, il contient deux informations: $x_1(i,j)$ et $x_2(i,j)$ qui sont les solutions du système d'équations (1) (figure 2-4).

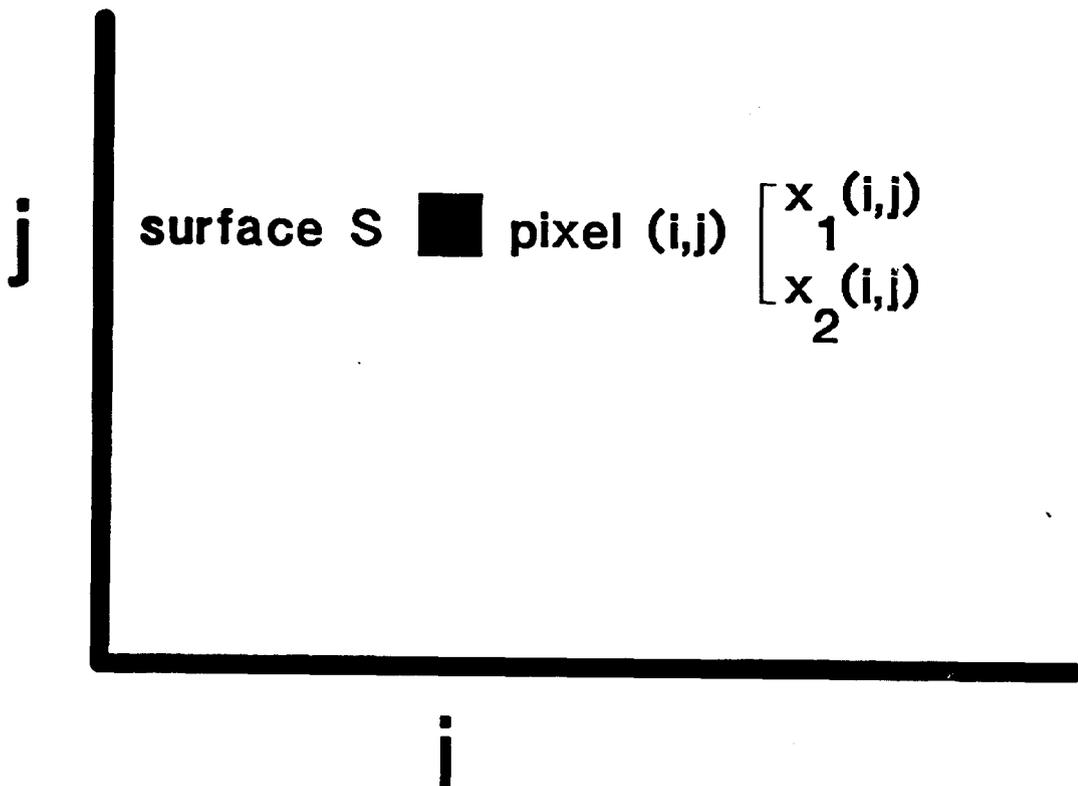


figure 2-4 repérage et contenu du pixel (i,j)

2.1.2 Application à la densitométrie osseuse

Comme nous l'avons vu au chapitre précédent, en densitométrie osseuse, les coefficients μ sont des coefficients d'atténuation massique et seuls des résultats directement issus de x_1 (proportionnels à la masse osseuse) sont utiles. Le résultat est exprimé en DMO (densité minérale osseuse) qui est en réalité une masse surfacique, ou en CMO (contenu minéral osseux).

La DMO correspond à la minéralisation moyenne d'une unité de surface:

$$\text{DMO} = \frac{\text{CMO}}{S(D)}$$

Le CMO représente la quantité totale d'hydroxyapatite contenue dans l'os:

$$\text{CMO} = k \sum_{i,j \in D} x_1(i,j)$$

où

i et j respectivement les coordonnées en largeur et hauteur d'un pixel situé dans la zone D (os).

$x_1(i,j)$ la valeur calculée sur le pixel repéré par i et j .

k un facteur de proportionnalité pour la conversion en unité de mesure.

$S(D)$ surface de la zone D

En réalité ces mesures seront effectuées non sur la totalité de la zone D mais sur un sous-ensemble de celle-ci choisi par l'utilisateur.

2.1.2 Mesure de la graisse

En lipodensitométrie, c'est le pourcentage de volume de graisse (proportionnel à $x_1/(x_1+x_2)$) qui est intéressant. L'image est obtenue à partir de ces pourcentages. Les calculs s'effectuent sur la zone de tissu mou C_D . Dans ce cas les coefficients μ sont des coefficients d'atténuation linéaire.

Les résultats sont donnés en pourcentages de graisse dans la zone de tissu mou:

$$P = \frac{\sum x_1(i, j)}{\sum (x_1(i, j) + x_2(i, j))}$$

où i et j respectivement les coordonnées en largeur et hauteur d'un pixel situé dans la zone C_D (tissu mou).

$x_1(i, j)$ l'épaisseur de graisse calculée sur le pixel repéré par i et j .

$x_2(i, j)$ l'épaisseur de tissu maigre calculée sur le pixel repéré par i et j .

Comme en densitométrie osseuse, les mesures seront effectuées non sur la totalité de la zone C_D mais sur un sous-ensemble de celle-ci choisi par l'utilisateur.

2.2.3 Mesure mixte

La mesure mixte, c'est-à-dire l'obtention sur une même acquisition d'une valeur pour l'os et pour la graisse, est possible dans ce cas, bien qu'il s'agisse de la détermination de 3 inconnues à l'aide de seulement 2 équations.

x_1 : épaisseur d'eau

x_2 : épaisseur de graisse

x_3 : épaisseur d'os (sel d'hydroxyapatite calcique).

On ne dispose que de 2 énergies. (figure 2-5)

source

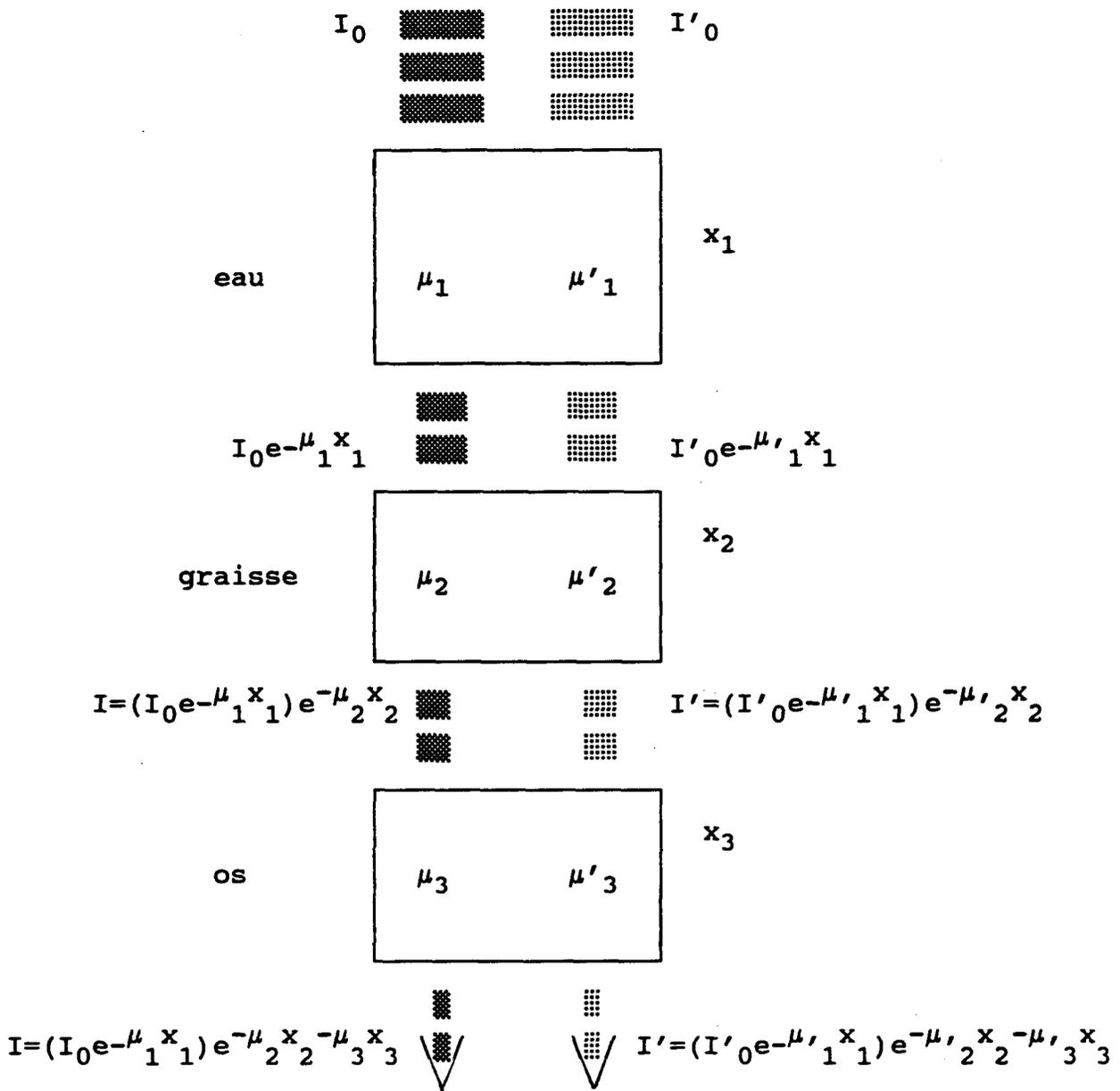


figure 2-5 Absorption par 3 corps

Il est possible de réaliser une telle mesure en choisissant les pixels . Certains serviront à calculer le contenu minéral osseux, d'autres la proportion de graisse. La discrimination entre les deux se fait sur des critères de différence d'absorption entre les deux énergies qui seront explicités au chapitre IV.

Le calcul de la densité osseuse se fait sur l'os (zone D), le calcul de la proportion de graisse sur le tissu mou (zone C_D).

Le calcul de la densité osseuse est réalisé par résolution de deux équations à deux inconnues; ces deux inconnues sont:

x_3 (hydroxyapatite) et x_4 quantité de "tissu mou" à proportion constante de graisse (figure 2-6).

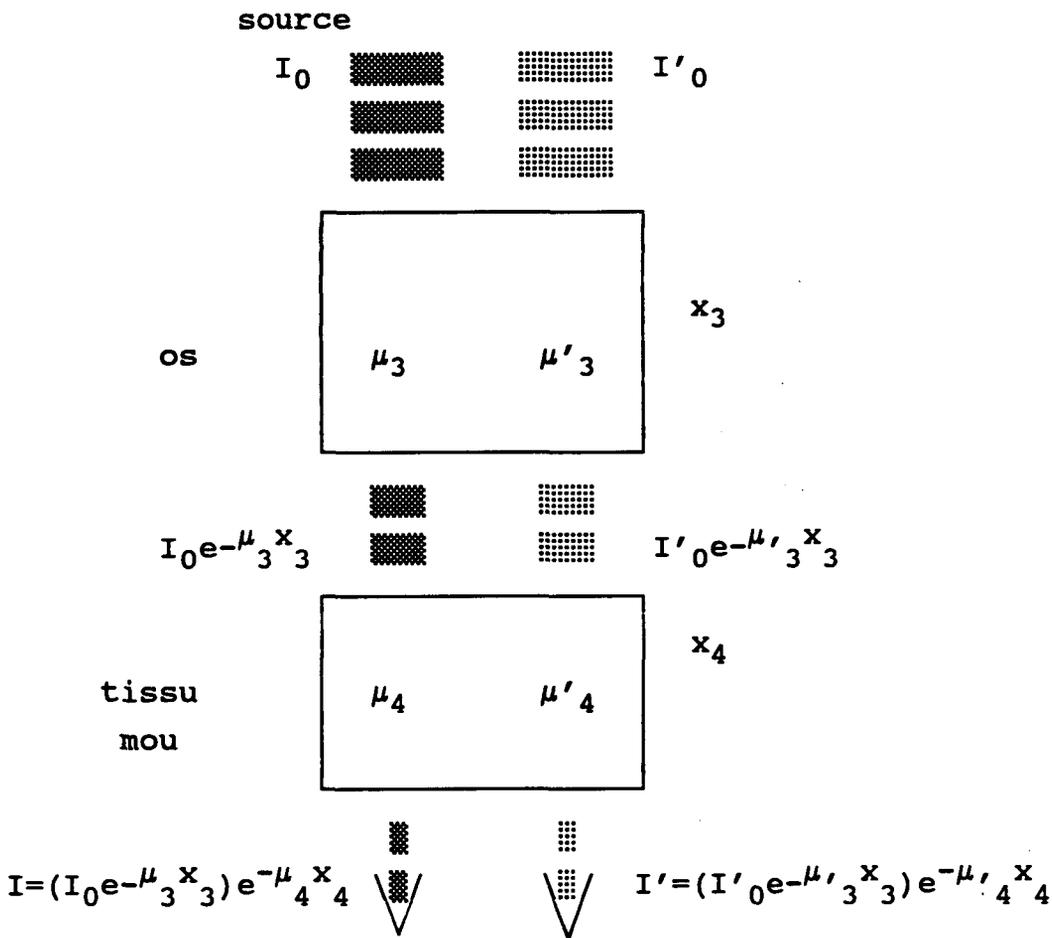


figure 2-6 : zone osseuse

Le calcul de la proportion de graisse est résolu de manière classique avec pour inconnues x_2 (tissu mou non gras) et x_1 (graisse) (figure 2-7).

L'intervention humaine reste indispensable pour discriminer avec certitude les deux zones de calcul. Elle sera envisagée dans la quatrième partie consacrée à l'interprétation.

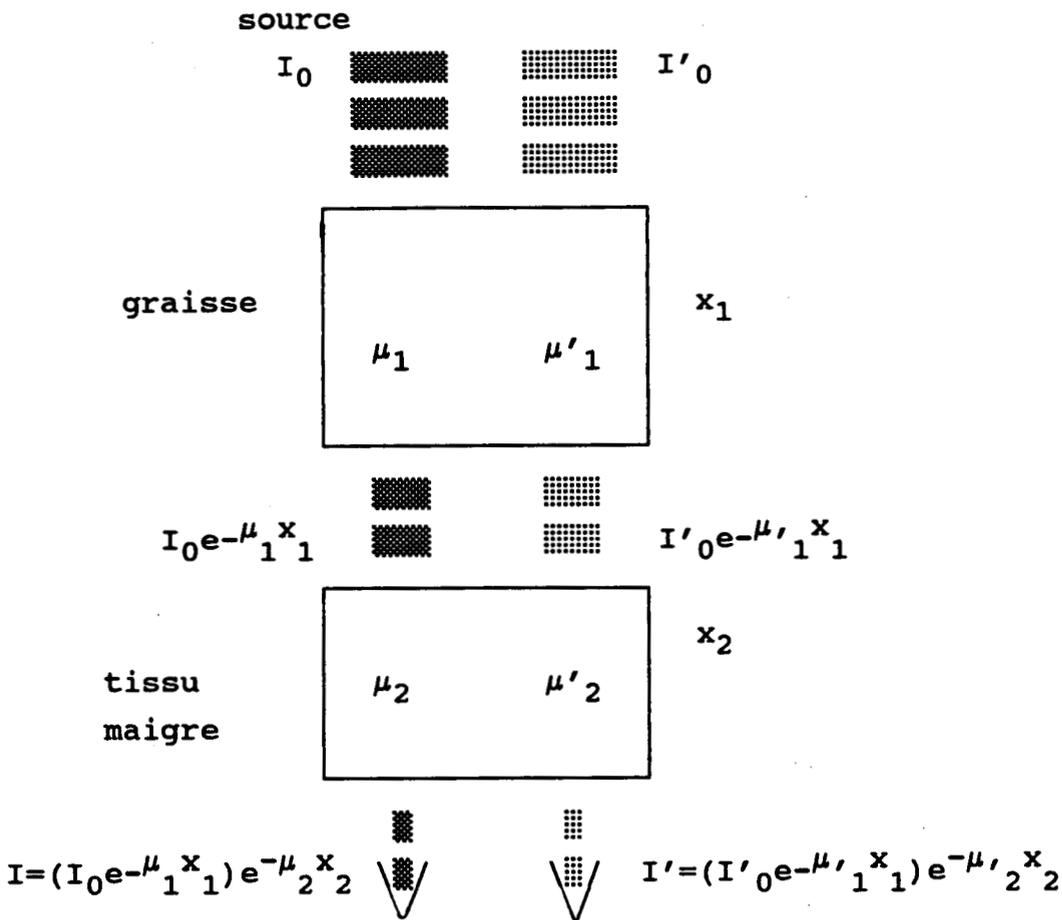


figure 2-7 : zone de tissu mou (absence d'os)

2.2 Réalisation d'un balayage auto-adaptatif

L'intensité transmise à travers le corps à analyser, c'est-à-dire le nombre de coups détectés, dépend:

- de l'âge de la source : plus une source radioactive est âgée, moins son activité est grande.
- de l'épaisseur de l'objet à analyser: plus l'objet est épais, plus il arrête les photons.
- de la nature du tissu traversé: plus le matériau est dense, plus il absorbe les photons.
- de l'énergie du faisceau: plus un faisceau est énergétique, moins il est absorbé.

Le principe du balayage asservi est d'adapter le temps d'exposition et donc la vitesse de balayage à ces contraintes.

La précision de la mesure dépend du nombre de coups détectés. La vitesse sera donc modulée de manière à conserver un nombre de coups suffisant, quelle que soit la nature, l'épaisseur du tissu et l'âge de la source. L'os est globalement plus absorbant que le tissu mou, il est donc nécessaire, pour conserver un comptage optimal, de ralentir au-dessus de l'os. Les algorithmes de reconnaissance en temps réel sont détaillés dans le troisième chapitre.

2.3 Réalisation pratique

L'analyse critique de l'appareillage disponible en 1987 (date du début de ce travail) a permis d'envisager la conception puis la réalisation d'un système entièrement nouveau, basé sur le même concept d'absorptiomètre monodétecteur mais en améliorant rapidité, souplesse, et performances.

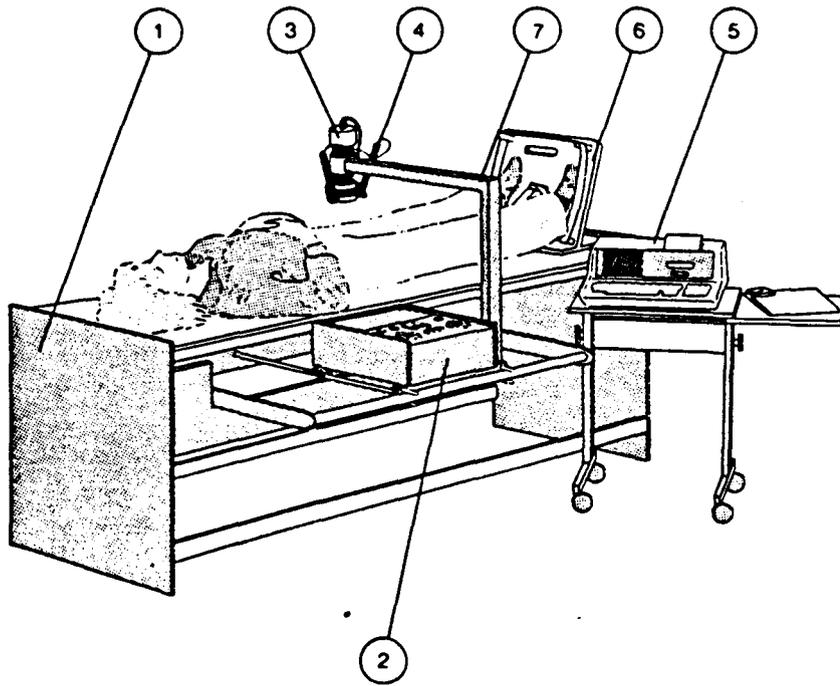
2.3.1 Historique

C'est fin 1984 que le Centre Hospitalier et Universitaire de Lille a acquis un absorptiomètre biphotonique. A l'époque il fut l'un des trois premiers centres français à être doté d'un tel appareillage. Le système acheté était le seul disponible sur le marché: Novo Lab 22a de fabrication danoise.

2.3.1.1 Présentation du matériel existant (1984):

L'ostéodensitomètre Novo Lab 22a originel était constitué initialement (figure 2-8):

- * d'une table de mesure en plexiglas sur laquelle repose le malade
- * d'un système de balayage X,Y à entraînement par chaîne mobilisant un bras porteur équipé:
 - à sa partie inférieure d'une source de ^{153}Gd dans un conteneur plombé
 - à sa partie supérieure d'un photomultiplicateur (NaI) avec son préamplificateur.
- * d'un tableau de commandes du déplacement
- * d'un micro-ordinateur d'acquisition et de traitement .



- 1 - brancard
- 2 - tableau de commandes
- 3 - 4 - détecteur
- 5 - calculateur (micro-ordinateur)
- 6 - dispositif pour placer les membres inférieurs en position
- 7 - bras de balayage

figure 2-8 :ostéodensitomètre Novo Lab 22a

Il permettait de réaliser des examens de densitométrie osseuse biphotonique dont l'intérêt clinique est vite apparu très grand pour des pathologies très diverses. Néanmoins les difficultés d'interprétations et la lenteur des traitements ont amené à effectuer une transformation du système informatique associé.

2.3.1.2 Gestion intégrée des examens

En 1985, la nécessité d'introduire une gestion informatique des examens de densitométrie osseuse a conduit à la réalisation d'une base de données permettant un calcul de normales selon l'âge, le sexe etc, un archivage complet de l'examen des antécédents du patient ainsi que l'édition de la lettre réponse au médecin demandeur.

2.3.1.3 Changement de l'informatique

En 1986 Le calculateur unique est remplacé par deux micro-ordinateurs reliés par voie RS 232 :

On réalise alors un dédoublement des fonctions d'acquisition et de traitement autorisant un parallélisme et donc une augmentation considérable du nombre de patients examinés.

Les deux ordinateurs fonctionnent simultanément: une acquisition est réalisée pendant que l'acquisition précédente est analysée.

2.3.1.4 Lipodensitométrie

En 1987 sur la base matérielle de l'ostéodensitomètre Novo Lab 22a ainsi modifié, nous avons réalisé un nouveau logiciel permettant la mesure et la cartographie du pourcentage de graisse dans les tissus mous [MAL87-1, MAL87-2]. Simultanément une base de données destinée à aider l'interprétation a été constituée.

2.3.2 *Analyse critique de l'appareillage existant et problèmes résiduels*

Toutefois ces améliorations successives n'ont pas permis de pallier les problèmes matériels non solubles sans une refonte complète du système:

- Deux claviers sont utilisés pour le pilotage de l'examen: le clavier du chariot de balayage et celui du calculateur, ceci du fait de l'existence de 2 processeurs différents et autonomes: l'un gère l'acquisition, l'autre le balayage. L'opérateur est donc obligé de se déplacer sans cesse de l'un à l'autre durant la phase d'initialisation de l'examen.

- Le micro-calculateur du chariot gérant le déplacement est programmé pour effectuer quatre types de balayage totalement figés, interdisant toute interactivité. On ne peut pas changer les paramètres de la zone de balayage (largeur, hauteur, angle, taille du pixel). De même, la vitesse de balayage est fixe, ce qui ne permet pas de tenir compte de la décroissance de l'activité de la source au cours du temps.
- Au cours d'un examen, l'opérateur ne peut pas modifier la position de la zone de balayage pour la recentrer en cas d'erreur.
- La mesure du tissu mou de référence ne peut se faire que dans une direction au bord de la zone de balayage. Pour certains patients, une mesure correcte est impossible.
- La mécanique semble fragile, tant pour la protection du détecteur que pour la transmission par chaîne qui est sujette à encrassement et donne des irrégularités de déplacement
- La course du bras est trop faible pour certaines zones du corps comme l'abdomen en mesure de la graisse.
- Le dispositif de balayage est solidaire du brancard. Ceci rend l'accès difficile pour les personnes peu mobiles.

Pour tenir compte de ces imperfections, de nombreuses modifications ont été apportées lors de la réalisation de notre prototype et ont été spécifiées dans le cahier des charges énoncé ci-après.

2.3.3 *Cahier des charges*

2.3.3.1 Matériel (figure 2-9)

La machinerie d'entraînement de l'ensemble source/ détecteur doit être capable d'effectuer des examens avec souplesse:

- Le dispositif de balayage doit être indépendant du brancard, ceci permet de passer aisément le malade sous l'appareil.
- Le bras doit être plus rigide et sa course plus importante dans les deux directions du plan.
- La transmission du mouvement doit être directe: les moteurs pas à pas entraînent le chariot au moyen de crémaillères garantissant ainsi une bonne précision et un déplacement régulier.

- L'ordinateur de pilotage doit être un micro-ordinateur de grande diffusion, rendant possible une maintenance rapide.

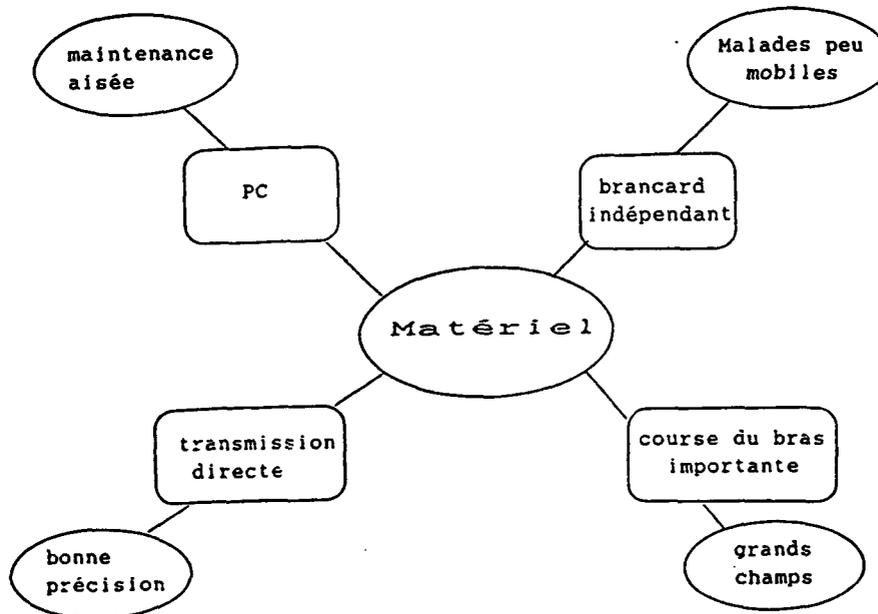


figure 2-9 synoptique du cahier des charges matériel

2.3.3.2 Logiciel (figure 2-10)

Le logiciel de pilotage et d'acquisition doit être plus interactif et plus souple d'utilisation:

- Le pilotage de l'examen doit être entièrement géré par l'ordinateur, l'opérateur contrôle tout à partir d'un clavier unique.
- La réalisation d'examens de densitométrie osseuse et de lipodensitométrie doit être possible.
- L'opérateur peut choisir librement les caractéristiques de la zone de balayage: largeur, hauteur, angle de balayage et taille du pixel.

- La vitesse de balayage doit être modulable, elle varie:

* en fonction de l'âge de la source ce qui réduit notablement la durée des examens lorsque la source est neuve, en outre, il est possible de faire durer une source plus longtemps (économie appréciable)

* en fonction de la zone traversée: le balayage peut être plus rapide en regard des tissus mous (plus transparents) et plus lent en regard de l'os (plus absorbant)

* en fonction du déplacement demandé: lorsque l'opérateur déplace le bras d'un point à un autre sans effectuer de mesure, les grands déplacements se font plus rapidement.

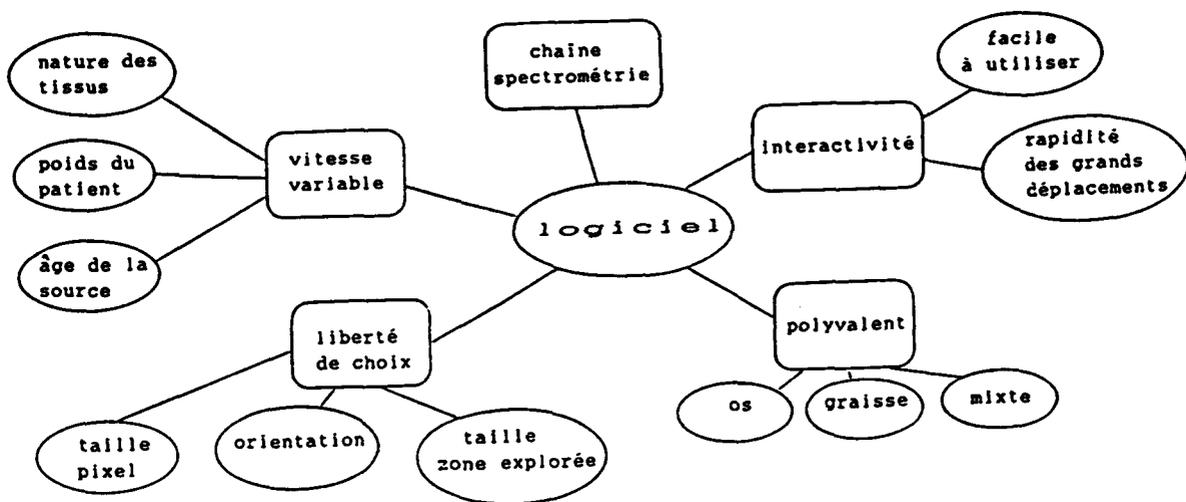


figure 2-10 : synoptique du cahier des charges logiciel

- Le bras se retire de la zone de mesure lorsque l'examen est terminé pour éviter que le patient ne s'y accroche pour se relever. Il est également prévu un retrait d'urgence activable à tout moment en cas de problème.

- La recherche du tissu mou en densitométrie osseuse doit être automatique, elle peut s'effectuer dans les quatre directions autour de la zone de mesure. L'opérateur peut, bien sûr, la compléter par une recherche manuelle.

- On peut effectuer une pause au cours de l'examen et le reprendre par la suite.

- La chaîne de spectrométrie doit être également pilotée par l'ordinateur ce qui peut permettre de modifier les paramètres des fenêtres spectrométriques.

2.4 Présentation du système

2.4.1 Aspect global

Sur la base de ce cahier des charges a été réalisé un absorptiomètre biphotonique mono détecteur dont la source de rayonnement est constituée par une source radioactive (37 GBq (1 Ci) de Gd153 à l'origine) qui est située au-dessous de la structure à analyser. Ces structures sont placées sur un chariot XY à deux degrés de liberté dont les déplacements sont commandés par un micro ordinateur [DAT88]. (figure 2-11)



figure 2-11 : Le prototype

2.4.2 Les différents organes

2.4.2.1 La source

Cette source se trouve dans un cylindre de plomb entièrement clos à l'exception d'une ouverture cylindrique de faible diamètre dans sa partie supérieure, un obturateur commandé par électro-aimant permet la radio-protection. La coupure du courant alimentant l'électro-aimant (y compris la coupure de secteur accidentelle) implique obligatoirement la fermeture automatique de la trappe plombée et interrompt le faisceau gamma (figure 2-12).

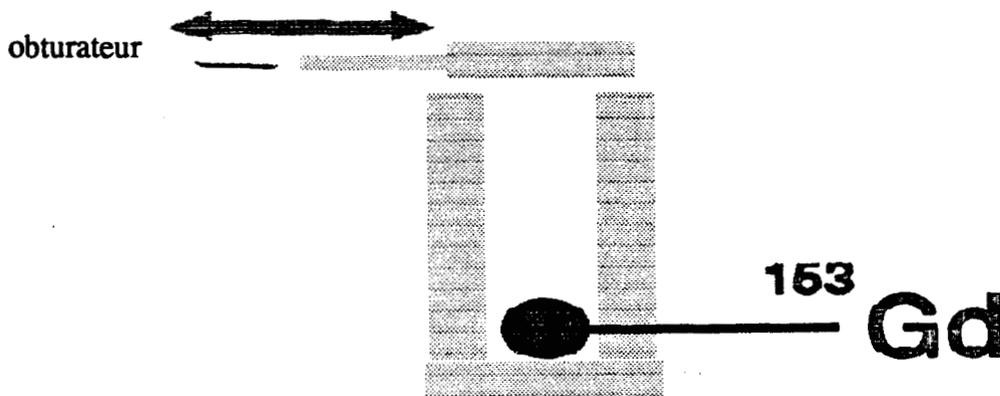


figure 2-12: enceinte protectrice et source de ^{153}Gd

Le faisceau de photons gamma est ainsi dirigé vers le haut, il traverse le support, l'échantillon, et parvient au détecteur qui se situe au-dessus de la pièce à analyser.

2.4.2.2 Détection et amplification

La détection est réalisée par un cristal couplé à un photomultiplicateur. Le discriminateur est piloté par l'ordinateur (Cf annexe).

2.4.2.3 Motorisation

Le chariot X,Y est motorisé par deux moteurs pas à pas. Les fins de courses sont détectées par 4 capteurs.

2.4.3 Principe de commande

L'ensemble des structures est supervisé par un micro-ordinateur par l'intermédiaire de cartes d'interface (Cf annexe 2). La centralisation de l'ensemble des fonctions sur un seul processeur permet une grande souplesse des automatismes.

Le micro ordinateur pilote: (figure 2-13)

L'ouverture de la trappe de source (commande binaire).

L'envoi d'impulsion aux deux moteurs pas à pas (impulsions binaires).

Les fenêtres spectrométriques (voies analogiques).

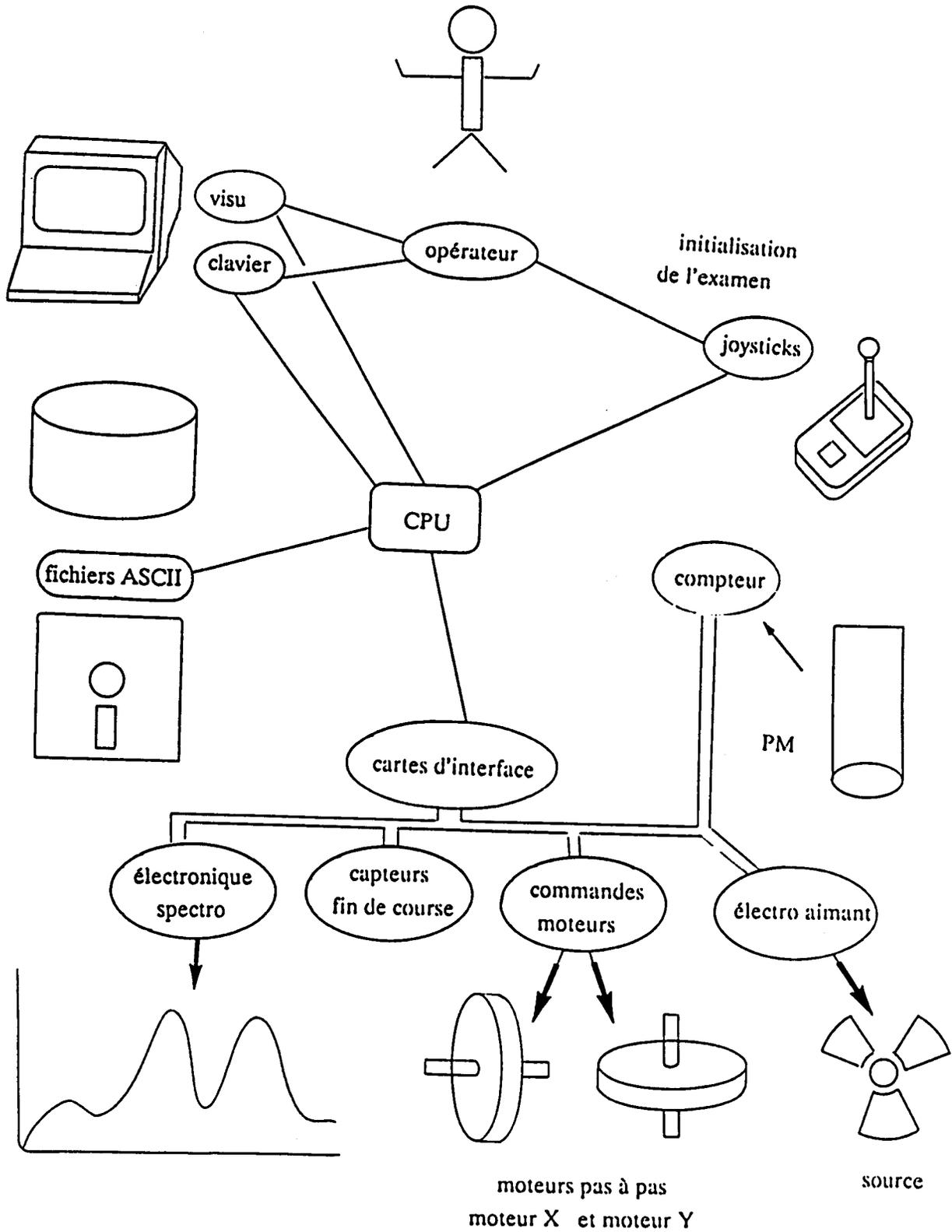
Il reçoit des informations en temps réel sur l'état du système:

- Quatre capteurs de fin de course (axe X et axe Y) .
- Deux compteurs délivrant à l'issue du temps d'exposition le nombre de photons détectés dans chacune des deux fenêtres spectrométriques.

Pendant l'acquisition l'image s'affiche sur l'écran au fur et à mesure de sa formation; l'utilisateur peut ainsi contrôler la bonne marche du processus.

Une fois l'image totalement acquise (la zone totalement balayée), les données sont stockées sur disque sous forme de fichiers ASCII. Ces fichiers vont ensuite pouvoir être traités par un logiciel de traitement d'image pour la sortie des résultats. Ils peuvent être traités sur le même ordinateur ou transférés sur un autre par ligne ou disquette. Les programmes de traitement et d'acquisition sont disjoints et ne peuvent pas être exécutés simultanément sur le même ordinateur (figure 2-14).

figure 2-13 synoptique général des acquisitions



Les fichiers seront alors soit traités avec le même ordinateur en temps différé, soit transférés sur une autre machine . Dans ce cas il y a simultanéité de l'acquisition d'un examen et traitement du précédent.

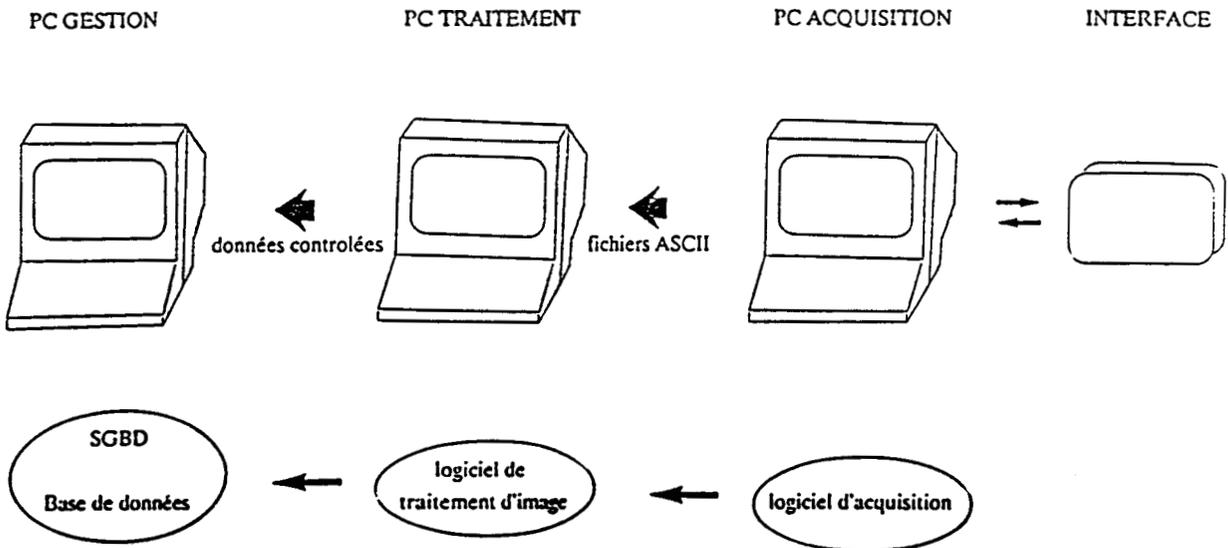


figure 2-14 synoptique général du cheminement des données

DEUXIEME PARTIE

ACQUISITION DES DONNEES ET TRAITEMENT DE L'IMAGE

CHAPITRE III

Construction des images

3.1 Stabilité de la détection

La chaîne de détection, si elle est composée de multiples éléments, est vue du système informatique comme un tout. Idéalement la stabilité du comptage d'une épaisseur constante d'un matériau homogène devrait être parfaite, ce n'est évidemment pas le cas.

Ces imperfections intrinsèques de l'ensemble de la chaîne de détection imposent de décomposer chaque étape, d'en déterminer les fluctuations et d'essayer de les corriger ou de les compenser par des routines programmées en fin de chaîne. Laisser persister de telles anomalies grèverait très fortement la fiabilité des résultats.

Taux de comptage
(unités arbitraires)

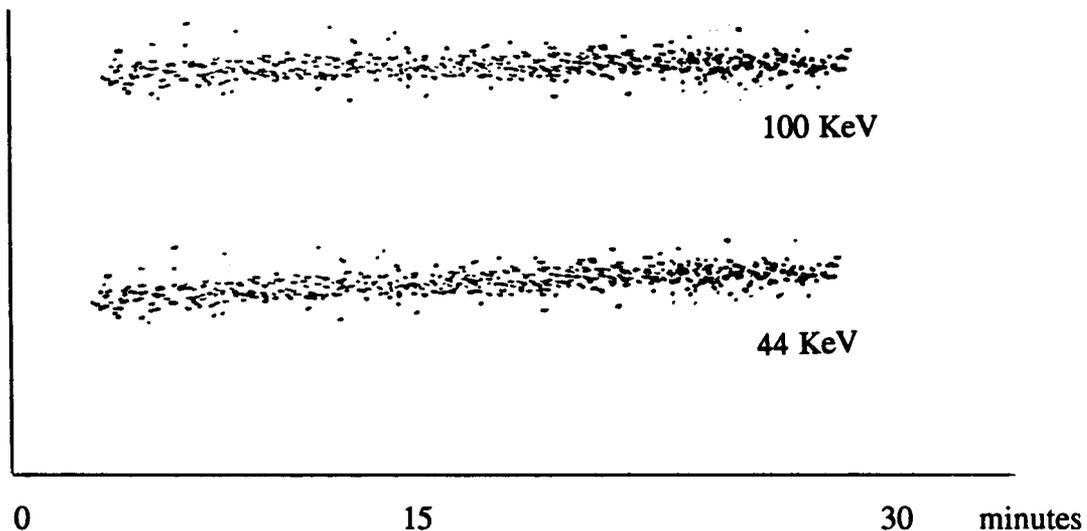


figure 3-1 fluctuations statistiques de comptage

Pour analyser finement la stabilité au cours du temps des processus d'acquisition, nous avons réalisé un programme permettant d'acquérir les comptages, soit en mesure fixe, soit en simulation d'acquisition bidimensionnelle, et de transférer cette suite de nombres à un logiciel dédié d'analyse et de visualisation [ROU91].

Si les fluctuations étaient dues uniquement à la radioactivité, la représentation graphique des comptages au cours du temps se limiterait à 2 nuages de points horizontaux et parallèles (figure 3-1).

Statistiquement, l'épaisseur de ces nuages est d'autant plus fine que le temps de comptage est long (indépendamment du temps total de mesure). En effet cette épaisseur étant liée aux fluctuations aléatoires de la radio-activité, elle peut se modéliser par une fonction de Laplace-Gauss centrée sur le taux moyen N et d'écart-type $\sigma = \sqrt{N}$.

En réalité, les résultats obtenus sont différents de ce modèle idéal, et la représentation graphique fait apparaître plusieurs types d'accidents:

- i) Accidents initiaux
- ii) Fluctuations rapides au cours du temps
- iii) Fluctuations lentes au cours du temps

3.1.1 Les accidents initiaux

Taux de comptage
(unités arbitraires)

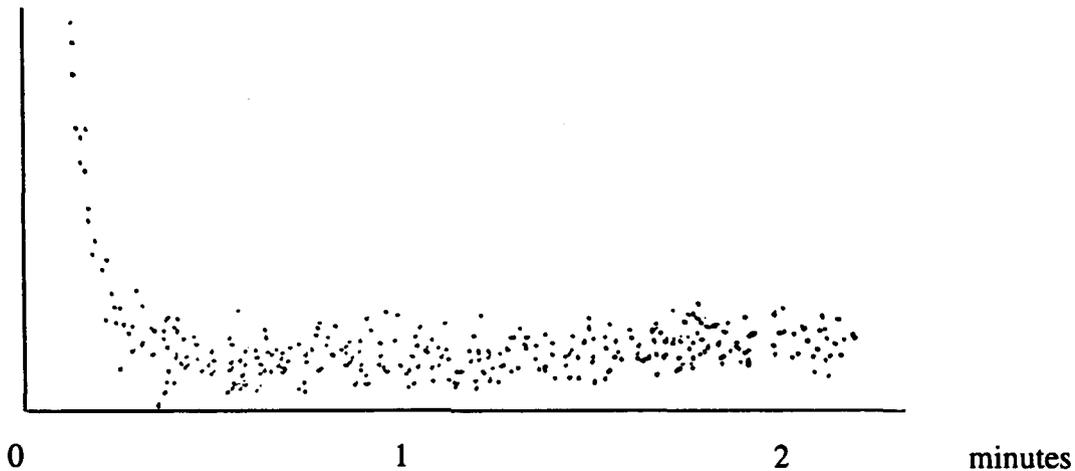


figure 3-2 accidents initiaux

Ce sont des variations rapides du taux de comptage au cours du temps pendant les premières secondes d'acquisition (figure 3-2), juste après l'ouverture du clapet protecteur de la source.

Il s'agit, le plus souvent, de diminutions des valeurs de comptage pendant les trente premières secondes. La cause de ces anomalies est difficile à établir. Elles apparaissent liées au photomultiplicateur et à la variation du courant du générateur de haute tension. La stabilisation intervient très vite.

De telles anomalies sont susceptibles de se produire quel que soit le photomultiplicateur; pour empêcher qu'elles aient des conséquences néfastes sur la justesse des mesures, il est nécessaire d'ouvrir le clapet protecteur de la source quelques secondes avant l'acquisition proprement dite. On compense ainsi, sans les faire disparaître, ces anomalies qui n'existent que pendant une phase transitoire.

3.1.2 *Fluctuations rapides au cours du temps*

Ce sont des variations intervenant de manière aléatoire au cours de l'acquisition, différentes des aléas de la radioactivité (qui s'y ajoutent) et dont la représentation graphique s'apparente à des ondulations irrégulières (figure 3-3).

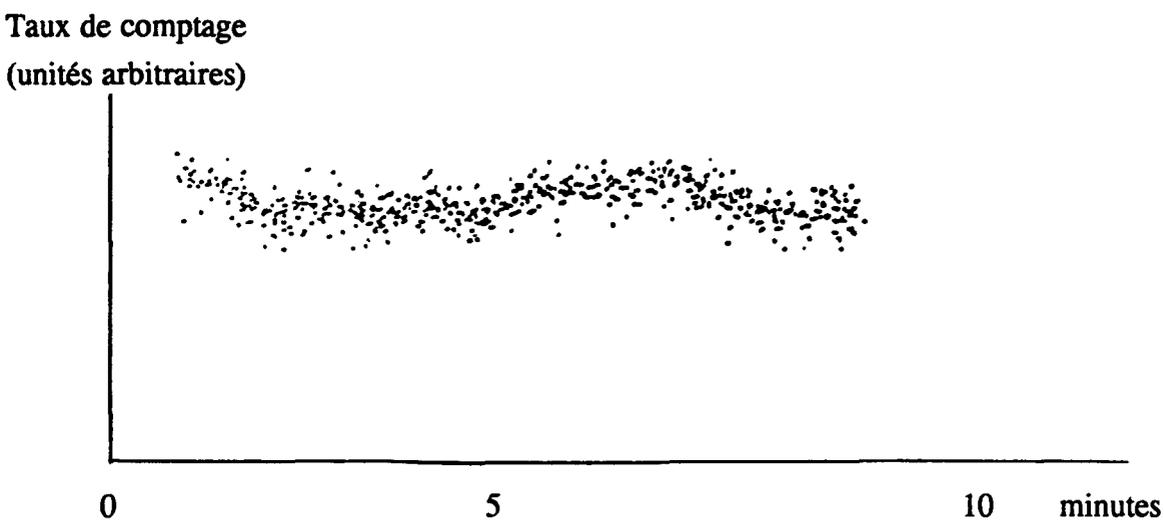


figure 3-3 fluctuations rapides au cours du temps

Laisser persister de telles variations introduirait une augmentation importante de l'incertitude des résultats finaux, l'écart type du comptage N n'étant plus en \sqrt{N} mais en $\sqrt{N} + \alpha$, avec α indéterminé et indépendant de N .

Les mesures de densitométrie osseuse sur témoins faites sans compenser ces variations sont peu reproductibles: reproductibilité inférieure à 10% ce qui n'est pas admissible en clinique humaine.

Il s'est avéré que les variations étaient dues à une mauvaise régulation du courant d'alimentation. Une alimentation stabilisée en courant a donc suffi pour résoudre le problème.

3.1.3 Dérive au cours du temps

Ce sont des modifications des taux de comptages qui augmentent ou diminuent de façon constante dans l'intervalle de mesure (figure 3-4).

Si N est le taux de comptage moyen au temps $t=0$

le taux de comptage à t_1 est $N(1 + \delta t_1)$ avec $\delta < 0$ ou $\delta > 0$

taux de comptage
(unités arbitraires)

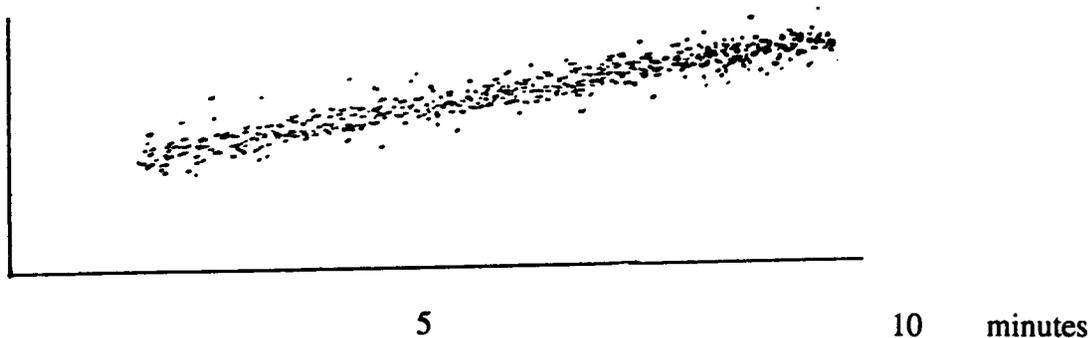


figure 3-4 fluctuations lentes dans le temps

Le changement d'alimentation Haute tension (750V) du photomultiplicateur a considérablement atténué cette anomalie sans toutefois la faire entièrement disparaître. Il a donc été nécessaire de compenser numériquement par modulation de la ligne de base:

L'acquisition des valeurs de référence I_0 à 100 et 44 KeV se fait en début d'examen (à $t=0$). Si, lors du balayage, s'introduit une dérive de comptage δ , les valeurs équivalentes aux valeurs de référence seront grevées des mêmes dérives.

La détermination des valeurs de comptage les plus élevées (tissu le plus mou) de chaque ligne de balayage et le calcul de l'épaisseur de tissu mou correspondant à ces valeurs permettent d'évaluer la dérive de comptage et de moduler les calculs en conséquence . Ce même algorithme, explicité dans la quatrième partie, permet aussi de tenir compte des variations d'épaisseur des tissus mous en densitométrie osseuse.

3.2 Acquisition bidimensionnelle à vitesse variable

3.2.1 Principes

Une simple mesure fixe ne peut suffire à établir une quantification précise, qu'il s'agisse de densitométrie osseuse ou de détermination de la proportion de graisse. L'acquisition d'une image est indispensable [REE66,MAZ79,KRO80].

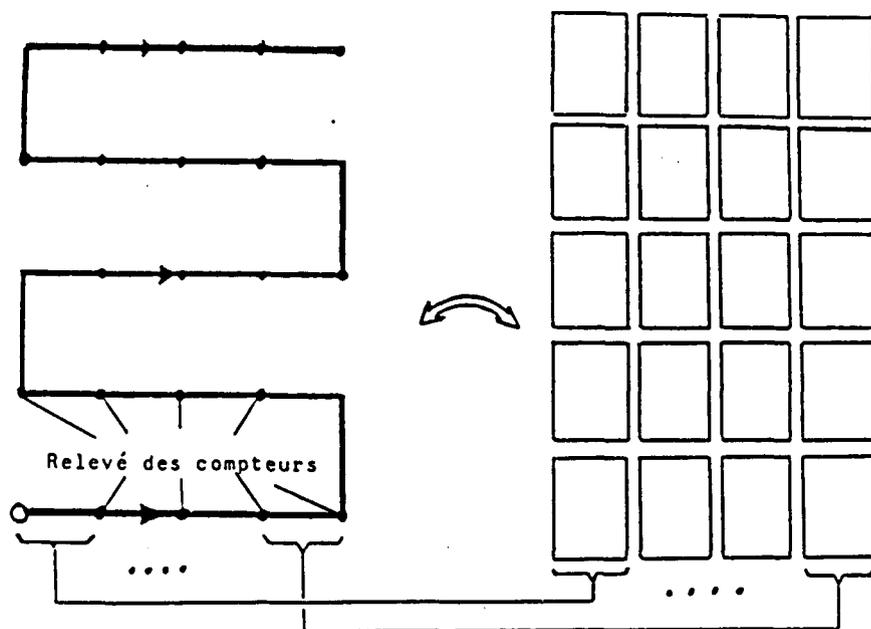


figure 3-5 principe de discrétisation des pixels

Il faut dans ce cas une simultanéité de l'acquisition des données, du mouvement du chariot et de l'affichage écran. (figure 3-5)

La création de cette image se fait par balayage du détecteur au-dessus de la zone à mesurer. Les paramètres de balayage sont alors les suivants (cf figure 3-6):

- α angle de balayage: cet angle définit la rotation du repère XY au repère X'Y'.
- L largeur de la zone d'examen
- H hauteur de la zone d'examen
- h et l respectivement la hauteur et la largeur d'un pixel.
- F et G le nombre de pixels en hauteur et largeur de la zone d'examen

En fonction de ces paramètres et de la densité de comptage, le calculateur de commande de la machine détermine la vitesse instantanée de balayage.

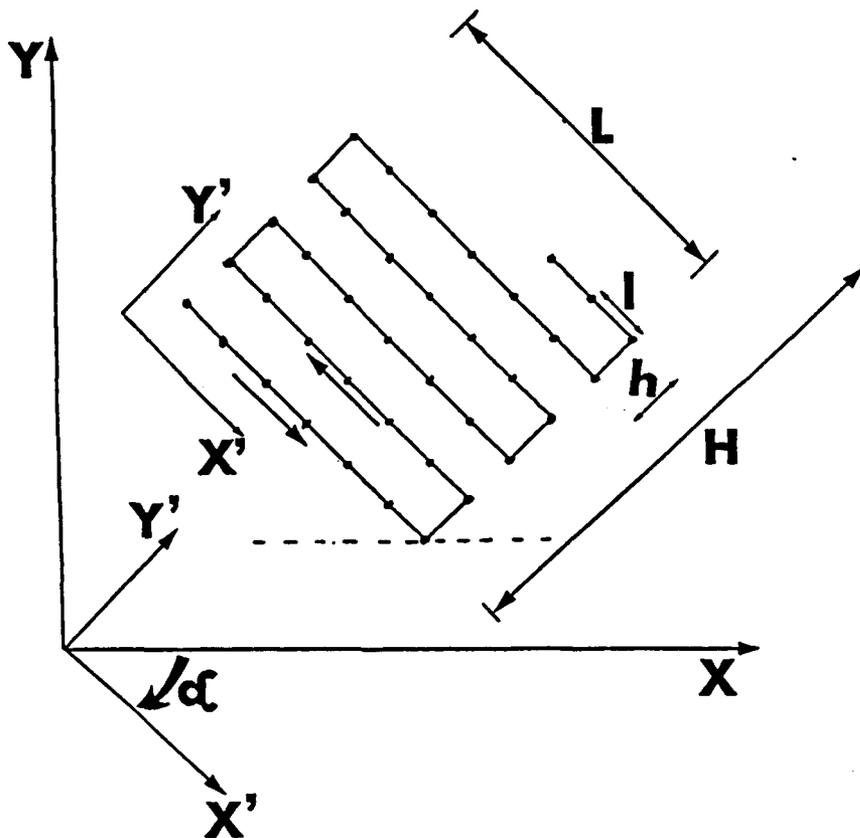


figure 3-6 paramètres géométriques de balayage

3.2.2 Ergonomie de l'introduction des cotes de balayage

- Les paramètres concernant les cotes de balayage (hauteur et largeur de la zone, angle) et la définition de l'image (hauteur et largeur du pixel) sont proposés au système a priori par l'utilisateur.

- Toutefois, des contraintes existent, interdisant d'accepter ces paramètres tels quels car un pixel doit être délimité par un nombre fini d'impulsions de chaque moteur. Un contrôle de cohérence est donc effectué et l'algorithme correspondant modifie alors légèrement les valeurs introduites de manière à les rendre utilisables. Le principe de l'algorithme est le suivant:

- soit n_1 et $n_2 \in \mathbb{Z}$ respectivement les nombres d'impulsions en X et en Y pour un pixel (fig. 3-7). Les signes de n_1 et n_2 déterminent les sens de rotation des moteurs
- soit δ l'incrément de distance parcouru lors d'une impulsion moteur (fonction du pas moteur, des réducteurs de transmission et de la taille du galet d'entraînement). Cet incrément est identique en X et en Y.
- soit enfin l et h les valeurs proposées par l'opérateur.

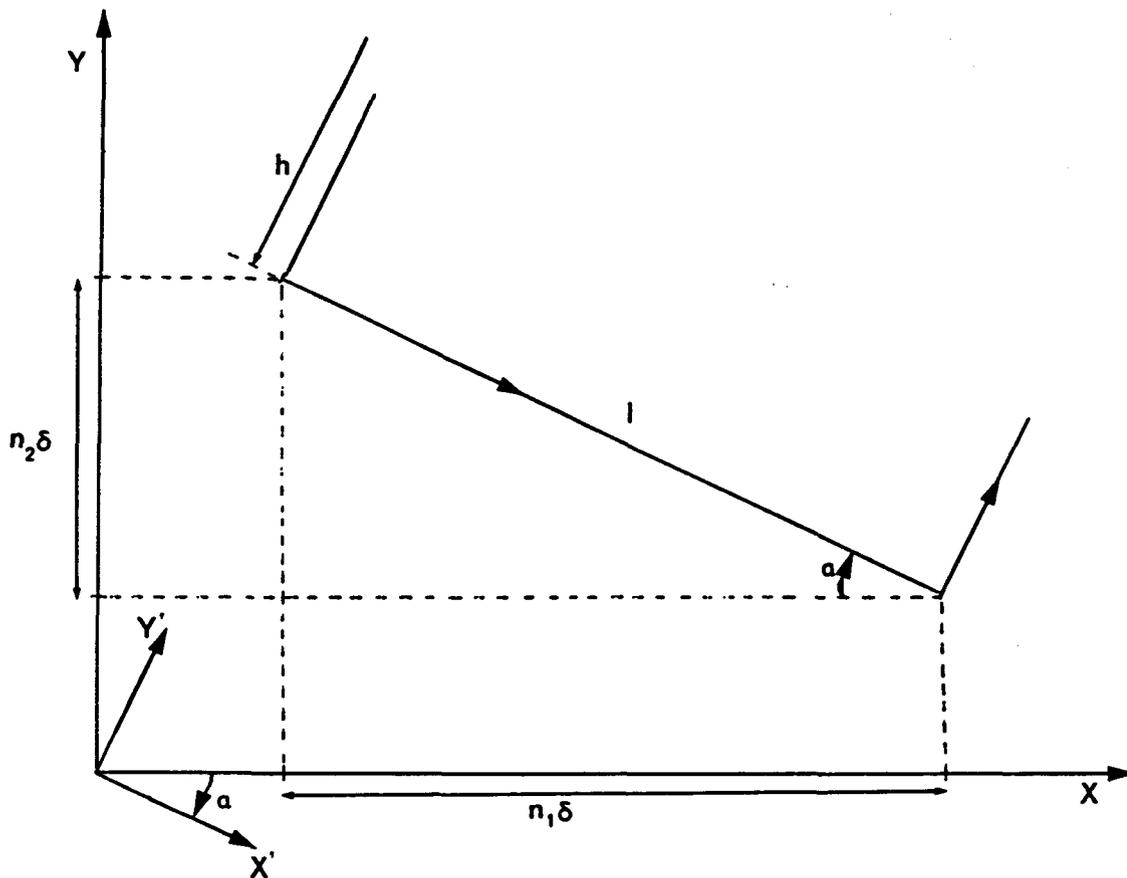


figure 3-7: nombre d'impulsions en X et en Y pour un pixel

Dans ces conditions les paramètres précédents doivent vérifier les équations:

$$n_1 = \frac{l \cos \alpha}{\delta} \quad \text{et} \quad n_2 = \frac{l \sin \alpha}{\delta} \quad (2)$$

$$\text{tg } \alpha = \frac{n_2 \delta}{n_1 \delta} = \frac{n_2}{n_1}$$

En réalité, pour assurer la cohérence des données, il est nécessaire de raisonner sur les parties entières car n_1 et n_2 sont entiers. De la même façon l et h sont également ajustés pour conserver n_1 et n_2 entiers.

En choisissant $h=1$ ce qui correspond au choix courant de l'utilisateur (pixels carrés), le déplacement en Y' s'obtient en envoyant $-n_2$ impulsions sur le moteur X et n_1 impulsions sur le moteur Y, d'après les conventions de déplacement indiqués figure 3-7.

L'algorithme de cohérence s'énonce alors comme suit:

fixer δ
lire α, l, h, L et H
évaluer n_1 et n_2

$$n_1 := \text{ENT} \frac{l \cos \alpha}{\delta} \quad ;$$

$$n_2 := \text{ENT} \frac{l \sin \alpha}{\delta} \quad ;$$

recalculer α, l, h, H et L

$$\alpha := \text{Arc tg } \frac{n_2}{n_1} \quad ;$$

$$l := \delta (n_1^2 + n_2^2)^{1/2} \quad ;$$

$$h := l \quad ;$$

$$F := \left(\text{ENT } \frac{H}{l} \right) + 1 \quad ;$$

$$G := \left(\text{ENT } \frac{L}{l} \right) + 1 \quad ;$$

$$H := Fh \quad ;$$

$$L := Gl \quad ;$$

D'après cet algorithme, H et L peuvent être légèrement majorés puisque F et G sont entiers, l, h et l'angle α légèrement différents des valeurs introduites par l'utilisateur. Ces modifications ne sont pas gênantes en pratique, le positionnement du malade n'étant jamais réalisé avec une précision supérieure au centimètre.

Ce système d'aide à la définition des paramètres de mesure est entièrement transparent pour l'utilisateur. Ce dernier introduit ses paramètres de balayage et l'algorithme de contrôle de cohérence les modifie et les affiche, assurant ainsi un confort d'utilisation appréciable (figure 3-8).

MODIFICATION DES PARAMETRES DE LA DENSITOMETRIE DU COL FEMORAL DROIT

PARAMETRE DE LA ZONE DE BALAYAGE		ANCIENNE VALEUR	NOUVELLE VALEUR
Largeur de balayage	(mm)	100.000	
Hauteur de balayage	(mm)	40.000	
Largeur d'un pixel	(mm)	2.000	
Hauteur d'un pixel	(mm)	2.000	
Angle de balayage	(degrés)	0.000	127

- + Sélection du paramètre à modifier : Flèches haute et basse puis 'Enter'.
- + Modification du paramètre : Entrez la nouvelle valeur puis 'Enter'.
- + Retour au menu précédent : R

PARAMETRE DE LA ZONE DE BALAYAGE		ANCIENNE VALEUR	NOUVELLE VALEUR
Largeur de balayage	(mm)	100.633	
Hauteur de balayage	(mm)	40.253	
Largeur d'un pixel	(mm)	2.013	
Hauteur d'un pixel	(mm)	2.013	
Angle de balayage	(degrés)	126.158	

figure 3-8 ergonomie de l'introduction des paramètres de l'examen.
données brutes et après contrôle de cohérence

3.2.3 Principe de la commande

3.2.3.1 Calcul des cadencements

Le mouvement du chariot XY porteur de la source et du détecteur se fait par envoi des impulsions n_1 et n_2 pour un pixel aux deux moteurs pas à pas.

Le cadencement d'envoi des impulsions détermine la vitesse de déplacement qui est elle-même liée au temps d'exposition du capteur T_{expo} . La gestion simultanée de n_1 et n_2 et du temps d'exposition est réalisée à partir d'une horloge de cadencement de période T_c (cf figure 3-9)

T_{expo} détermine alors le nombre N_{expo} de périodes T_c nécessaires à la réalisation de T_{expo} (exposition du pixel).

On a:

$$N_{\text{expo}} = \frac{T_{\text{expo}}}{T_c}$$

En choisissant $N_{\text{expo}} = \text{PPCM} (|n_1| |n_2|)$ on détermine la période de l'horloge de cadencement:

$$T_c = \frac{T_{\text{expo}}}{\text{PPCM} (|n_1| |n_2|)}$$

3.2.3.2 Chronogramme

Les caractéristiques physiques des différents éléments conduisent à des valeurs de l'ordre de la seconde pour T_{expo} et de la dizaine de millisecondes pour T_c . T_c est réglé à partir de l'horloge de base du calculateur. N_{expo} constitue alors la valeur de modulo du compteur d'exposition pixel (figure 3-9). La valeur du compteur d'exposition est chargée avec N_{expo} , et quand il passe à zéro, le temps d'exposition est fini pour ce pixel.

Les valeurs de modulo pour les compteurs de pilotage des moteurs X et Y sont respectivement:

$$N_x = \frac{N_{expo}}{n_1}$$

$$N_y = \frac{N_{expo}}{n_2}$$

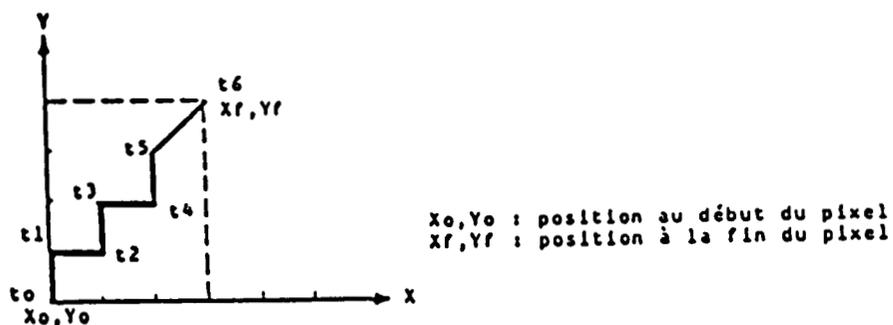
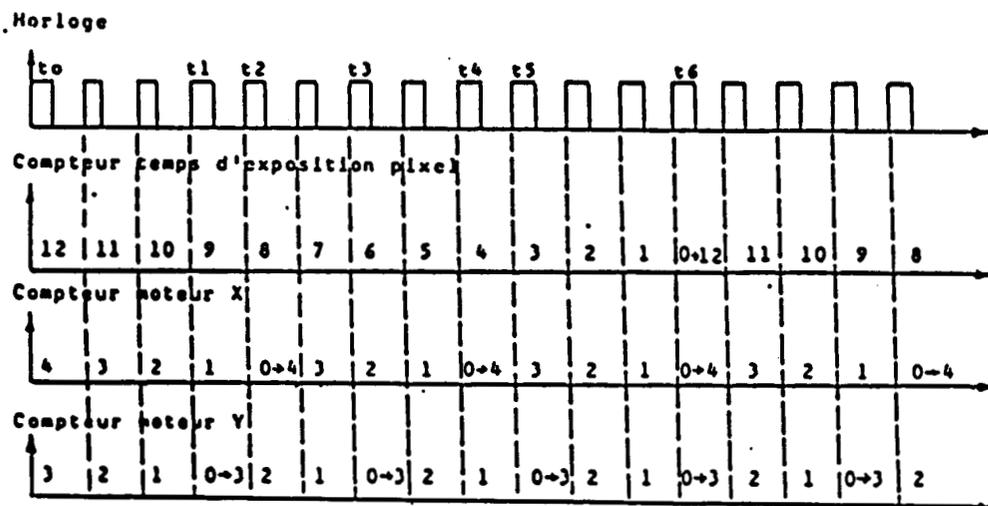


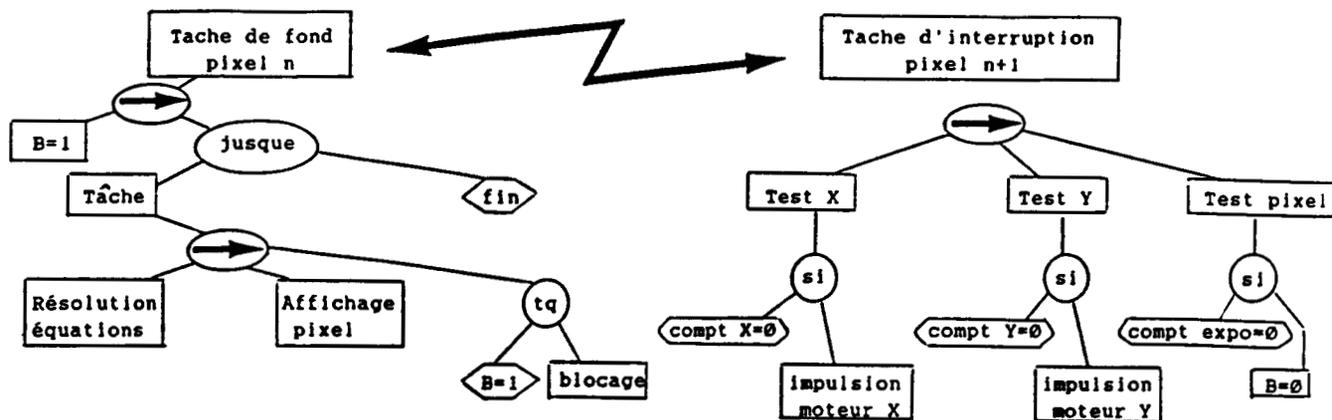
figure 3- 9 principe de balayage d'un pixel

3.2.4 Algorithme de commande.

L'envoi des impulsions n_1 et n_2 aux deux moteurs pas à pas est réalisé par interruption de la tâche de fond du processeur de l'ordinateur.

La tâche de fond réalise successivement les opérations suivantes:

- acquisition des valeurs de comptages des deux énergies pour le pixel n.
- résolution du système d'équations (1) décrit au chapitre I à partir des intensités transmises au pixel précédent
- affichage sur l'écran d'un niveau de gris représentant la densité osseuse pour la densitométrie osseuse et la mesure mixte, ou le pourcentage de graisse en densitométrie graisseuse.



B= variable de blocage de tâche de fond

figure 3-10 envoi d'impulsions aux moteurs

Cette tâche de fond est interrompue par la mise à zéro d'un des trois compteurs: exposition pixel, moteur X, moteur Y.

L'incréméntation des compteurs est cadencée par l'horloge interne de la carte de période T_c (figure 3-10).

Le compteur du temps d'exposition pixel est chargé par le nombre de cycles d'horloge (N_{exp}) nécessaires pour le parcours du pixel.

Les compteurs moteur X et moteur Y sont chargés par N_x et N_y

Les limites du pixel sont déterminées par le temps d'exposition du pixel et le nombre d'impulsions aux deux moteurs pendant ce temps. Le principe de périodicité de l'envoi des impulsions est explicité figure 3-11.

Pour optimiser la vitesse en fonction du taux de comptage, une segmentation de l'image en cours d'acquisition est indispensable. Par rapport à un système multiprocesseur type maître-esclave, avec une carte de commande d'axe par exemple, notre solution monoprocesseur autorise une vitesse variable au cours de l'examen et permet ainsi la réalisation d'un véritable "capteur intelligent" capable d'effectuer simultanément une reconnaissance automatique et un balayage. Cet aspect est développé dans la suite du chapitre.

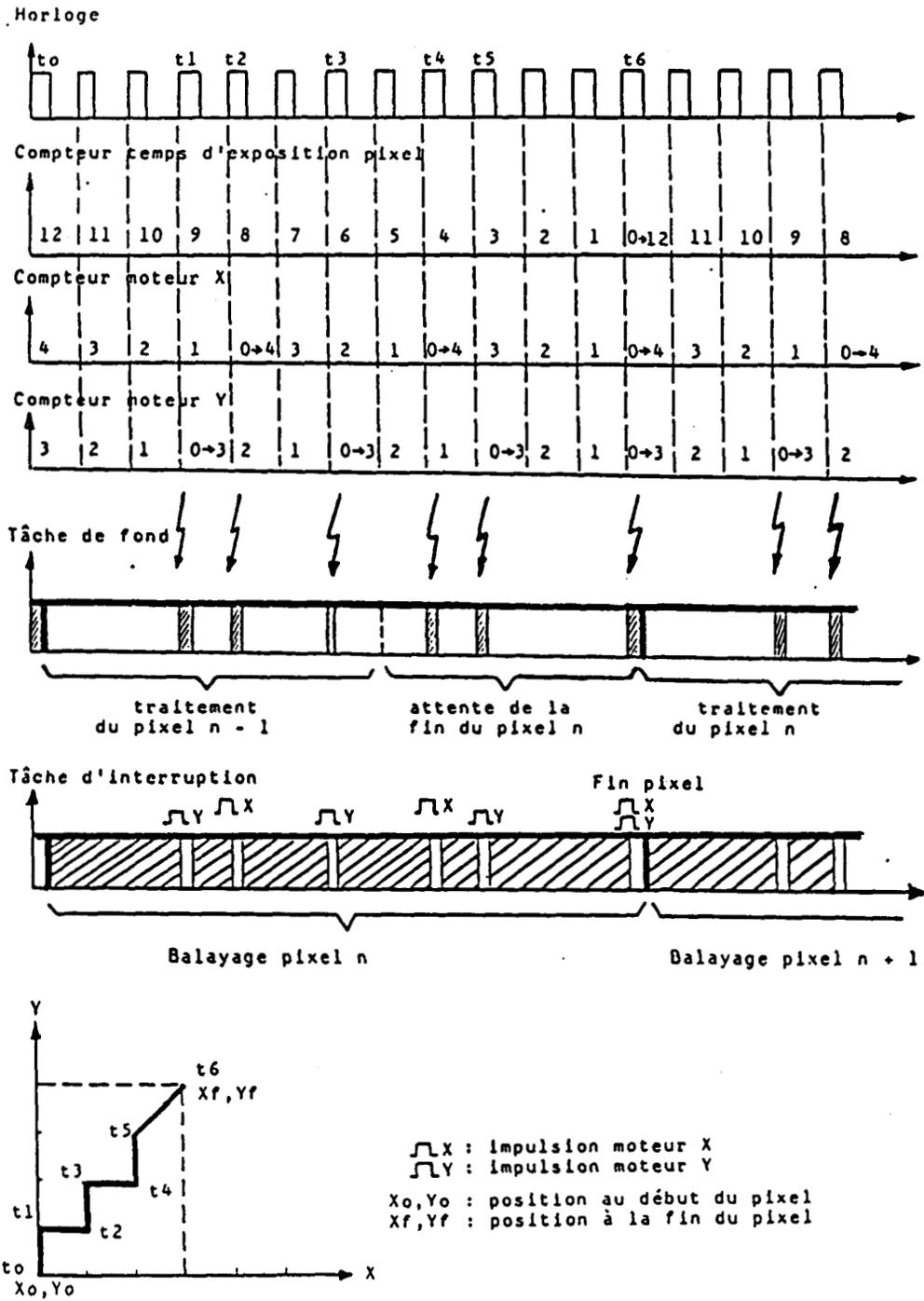


figure 3-11 Chronogramme du générateur d'impulsions

3.3 Capteur intelligent

3.3.1 Intérêt d'un capteur "intelligent"

Le but à atteindre est de minimiser le temps d'acquisition de l'image en gardant une sécurité d'acquisition: une zone douteuse doit être balayée lentement, une zone contenant du tissu osseux est plus absorbante que celle contenant uniquement du tissu mou. Le taux de comptage sera donc à ce niveau plus faible et l'incertitude statistique plus grande et inversement pour la zone de tissu mou.

L'optimisation de la vitesse passe donc par la reconnaissance automatique en temps réel de la nature de la zone balayée afin d'adapter le temps d'exposition du pixel à cette nature. La segmentation de l'image en deux zones doit être réalisée pendant son acquisition.

C'est en ce sens que l'on peut parler de "capteur intelligent". (figure 3-12)

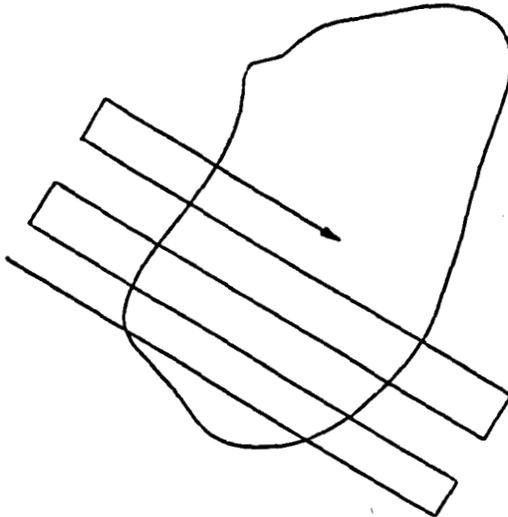


figure 3-12: image bimodale

L'acquisition des données par un absorptiomètre biphotonique se fait par balayage rectilinéaire bidimensionnel avec acquisition simultanée des 2 gammes d'énergie (100 et 44 KeV). Pour réaliser la segmentation temps réel nous disposons pour chaque pixel de différentes informations:

*** Information contenue dans un pixel:**

Informations brutes :

comptages 100 et 44 KeV

Information utile:

calcul du contenu minéral osseux

ou du pourcentage de graisse

*** Information calculable déduite de l'observation de l'ensemble des pixels acquis:**

Toute combinaison numérique à partir des 2 taux de comptage du pixel n et des $(n-1)*2$ informations brutes déjà acquises.

3.3.2 *Problèmes spécifiques du capteur "intelligent"*

Avant d'envisager la segmentation temps réel de l'image en cours d'acquisition, il importe de bien cerner les différents problèmes attachés à la nature spécifique du rayonnement et du matériau à analyser.

3.3.2.1 Comparaison avec des images optiques

Classiquement l'analyse d'image se décompose toujours en 4 parties disjointes et successives:

- L'acquisition d'une image consiste en une conversion analogique numérique du signal vidéo.
- Le prétraitement de l'image : il est pratiquement toujours indispensable d'effectuer cette opération afin d'éliminer le bruit, augmenter le contraste ...
- La segmentation : c'est la division de l'image en régions distinctes.
- L'extraction des informations désirées : c'est la description de l'image qui permettra de reconnaître les formes, de les comparer à des modèles de référence, afin d'analyser le contenu de l'image. [DEL87]

Ici, en absorptiométrie biphotonique, lors de l'acquisition, si les 2 premières parties (conversion analogique-digital et prétraitement) sont superposables aux systèmes classiques, les deux dernières sont fondues en une seule entité de segmentation/ reconnaissance qui fait appel à des notions morphologiques et à la comparaison avec un modèle très simple.

3.3.2.2 Problèmes liés à la radio-activité

La segmentation d'une image en absorptiométrie biphotonique nécessite un seuillage bichromatique, mais à la différence d'une image couleur classique (trichromique), les données de chaque pixel sont soumises aux aléas intrinsèques de la désintégration radioactive. Chaque pixel correspond à 2 valeurs (2 "chromances") mais chaque valeur est affectée d'une dispersion statistique conformément aux lois de désintégration nucléaire.

Si N atomes doivent se transmuter pendant une période T la transmutation réelle obéira à une loi de Poisson et donc la probabilité d'obtenir C désintégrations est de:

$$P(C) = (N^C e^{-N}) / C!$$

Dans le cas, toujours vérifié ici, où $N > 30$ on peut assimiler la loi de Poisson à une loi de Laplace-Gauss d'écart type \sqrt{N} centrée sur N .

Les algorithmes de segmentation seront donc calculés sur chacune des 2 énergies et sur des fonctions faisant intervenir ces 2 énergies en tenant compte de ces aléas .

3.3.3 Principe de raisonnement

Optimiser le temps revient à minimiser le nombre de coups par rapport à l'incertitude (\sqrt{N}/N) . Ceci est réalisé en effectuant successivement les opérations suivantes:

Détermination d'une incertitude "acceptable"



Calcul du nombre de coups minimum



Calcul du temps d'exposition minimal pour une zone utile ("intéressante au sens de l'examen médical")



Calcul des vitesses de balayage pour la zone de fond (vitesse rapide) et la zone intéressante (vitesse lente).

A tout instant le dispositif effectue un prétraitement de la portion d'image déjà acquise afin de déterminer la nature de la zone qu'il est en train de balayer et de moduler la vitesse d'acquisition en conséquence (figure 3-13). Cette procédure s'apparente à un autoapprentissage, pour lequel la connaissance de la zone à analyser s'affine au fur et à mesure de l'acquisition.

SYSTEME CLASSIQUE

SYSTEME UTILISE

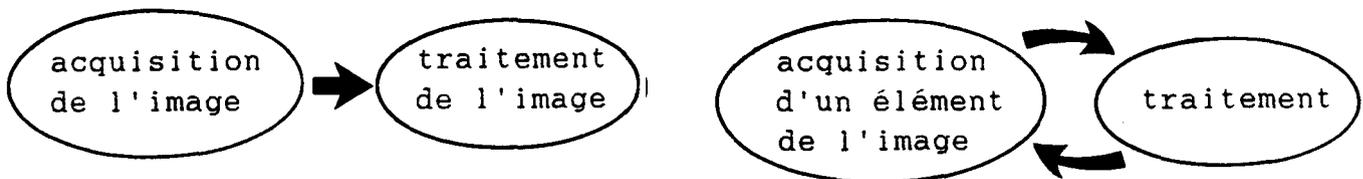


figure 3-13 principe du capteur "intelligent"

La réalisation d'un absorptiomètre biphotonique "intelligent" se justifie tant d'un point de vue médical: adaptation de l'examen à la morphologie propre du malade, que d'un point de vue économique : rapidité de mesure donc augmentation du nombre d'examens.

3.3.3.1 Contraintes

Par son adaptation en temps réel à la nature du tissu traversé, le capteur "intelligent" permet une minimisation du temps d'examen et une optimisation des comptages. Toutefois les instruments à vitesse variable n'apportent un progrès par rapport aux appareils à vitesse constante travaillant correctement que dans la mesure où ils vérifient les propriétés suivantes:

- Les résultats obtenus avec une machine à vitesse variable doivent être au moins aussi bons qu'avec une machine à vitesse constante de qualité.
- La reproductibilité des résultats doit être "acceptable" par l'utilisateur.
- La rapidité ne doit pas engendrer une dégradation de la qualité (définition, niveaux de gris, couleurs etc..).
- Le temps total d'examen doit être inférieur à celui des machines à vitesse constante.

Si on adopte les notations suivantes:

T_C temps d'acquisition d'un pixel à vitesse constante

N_T nombre total de pixels de l'image

T_R temps d'acquisition d'un pixel à vitesse rapide

N_R nombre de pixels balayés rapidement

T_L temps d'acquisition d'un pixel à vitesse lente

N_L nombre de pixels balayés lentement

On doit vérifier l'inégalité:

$$N_T * T_C > N_L * T_L + N_R * T_R$$

Avec, bien sûr, $N_T = N_L + N_R$

à condition bien sûr que l'ensemble des pixels intéressants soit balayé à vitesse minimum.

Dans cette hypothèse, la "rentabilité" d'une telle machine est supérieure à celle d'une machine à vitesse constante sous les aspects supplémentaires (économiques) suivants:

- A source de même activité, l'examen se déroule plus rapidement.
- La machine permet également l'utilisation de sources d'activité plus faible (plus vieilles) en gardant une bonne reproductibilité des mesures . Dans ce dernier cas la durée d'examen se rallonge automatiquement pour garder un comptage suffisant.

3.3.3.2 Autoadaptation

Tout l'intérêt du capteur intelligent réside dans le principe d'autoadaptation qui autorise un "apprentissage" permettant une adéquation optimale de l'algorithme de balayage à l'examen:

L'autoadaptation se fait:

- i) en fonction de l'activité de la source
- ii) en fonction de la corpulence du patient
- iii) en fonction de la largeur (variable) de la zone osseuse centrale.

Les deux premiers éléments: activité de la source et corpulence du patient, sont considérés comme fixes pour une acquisition donnée. L'acquisition des comptages réalisés sur une zone de tissu mou permet la prise en compte simultanée de ces deux éléments. Pour cela le flux transmis est fonction inverse de l'épaisseur des tissus traversés (corpulence du patient) et de l'âge de la source, selon l'expression (Cf chapitre I)

$$I=k e^{-\mu x-\sigma t}$$

où x est l'épaisseur des tissus mous traversés, σ la constante de désintégration nucléaire et t le temps.

Les vitesses de balayage peuvent donc être déterminées de manière à obtenir des taux de comptage suffisant, juste avant le début de l'acquisition proprement dite . Le comptage réalisé sur la zone de tissu mou permet en effet d'évaluer l'épaisseur des tissus et l'âge de la source. Par contre le choix des vitesses de balayage en fonction des pixels est impérativement déterminé au cours du balayage. L'autoapprentissage permet dans ce cas un choix optimum (figure 3-14).

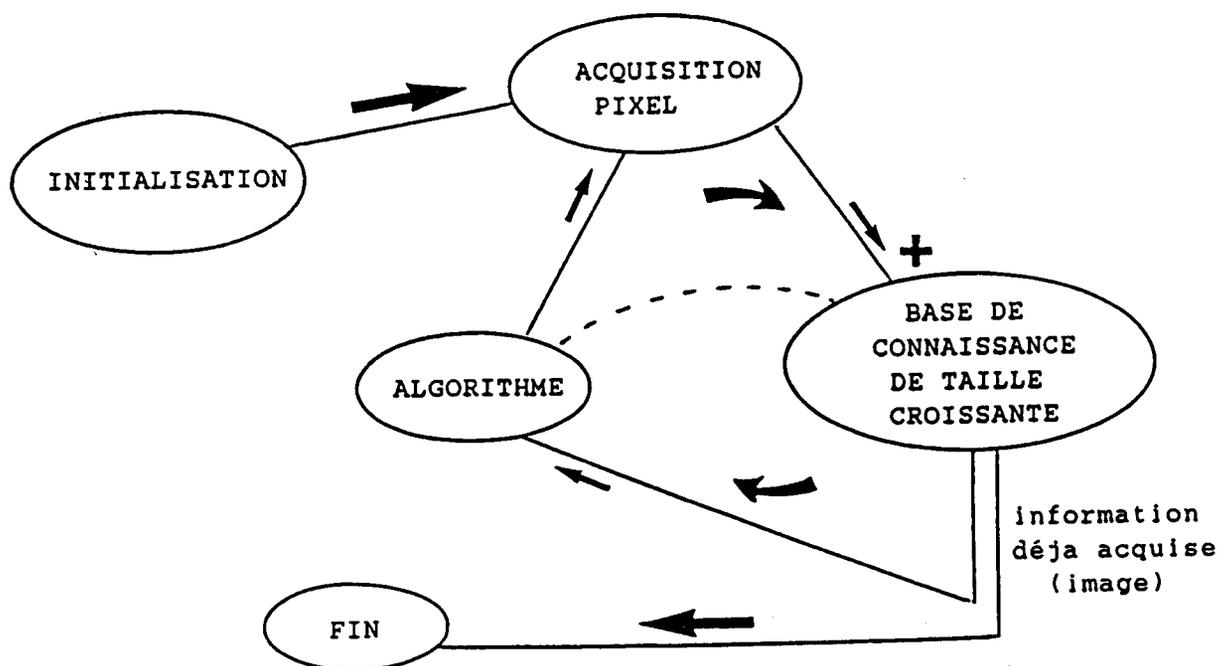


figure 3-14 principe d'autoapprentissage de la reconnaissance automatique des zones à parcourir

3.3.3.3 Comment choisir les pixels

Pour choisir les pixels deux approches sont a priori envisageables:

- i) Le choix "pixel par pixel"
- ii) Le choix "ligne par ligne"

Le choix pixel par pixel

Soit un pixel balayé rapidement et soit t_1 le temps d'exposition appliqué à ce pixel par l'algorithme. Si, a posteriori, l'algorithme reconnaît que ce pixel appartient à une zone utile pour laquelle le temps d'exposition doit être t_2 (avec $t_2 > t_1$), il manque un temps d'exposition $t_2 - t_1$ pour réaliser une bonne acquisition. Dans ce cas il faut donc envisager une marche arrière de $(t_2 - t_1)/2$ suivie d'un balayage avant de $(t_2 - t_1)/2$ non compris le temps d'inversion du balayage.

Ce système est inapplicable en pratique car, il engendre des oscillations mécaniques dues au va et vient du chariot à l'échelle du pixel.

Le choix ligne par ligne

Nous avons adopté l'acquisition ligne par ligne selon les modalités suivantes:

Pendant le temps de calcul sur une ligne donnée, la machine a déjà commencé à balayer le pixel suivant, l'envoi d'impulsions aux moteurs est géré par interruptions. Ce sont alors toutes les informations d'une ligne de balayage qui sont exploitées par l'algorithme de reconnaissance automatique pour définir le balayage de la ligne suivante.

Algorithme:

L'algorithme de balayage fonctionne de manière récursive selon le principe suivant:

- Considérons les lignes $i-1$, i , $i+1$. En faisant l'hypothèse que la ligne $i-1$ a déjà été scrutée, on considère quelle est segmentée en portions rapide/lent correctement définies. Ces portions sont notées respectivement R_{i-1} et L_{i-1} (figure 3-15). Cette condition est toujours vérifiée car elle découle de l'initialisation à la ligne 0 qui est systématiquement balayée à vitesse lente.

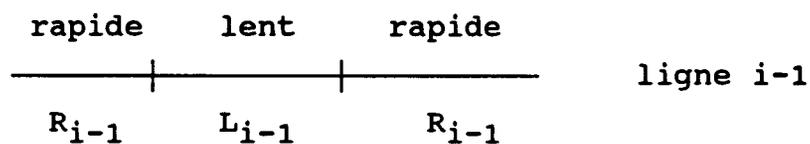


figure 3-15: découpage d'une ligne de balayage

- La ligne i est alors, a priori, balayée en considérant qu'elle est segmentée comme la ligne $i-1$. A l'issue du balayage on détermine R_i et L_i .

- Dans ces conditions, on considère l'expression suivante:

$$D_i = L_i - (L_i \cap L_{i-1})$$

Deux cas peuvent donc se présenter:

1er cas: $D_i = \phi$. Ceci signifie que L_i est inclus dans L_{i-1} et que donc L_i a nécessairement été balayée lentement. Dans ce cas aucune correction d'acquisition n'est à envisager.

2ième cas: $D_i \neq \phi$. Ceci signifie que D_i est inclus dans L_i a été balayée à vitesse rapide au lieu d'être balayée à vitesse lente. Dans ce cas il convient de reprendre le balayage de D_i pour obtenir un temps d'exposition correct. Le nouveau balayage de D_i est défini dans l'étape suivante (figure 3-16).

L'acquisition de la ligne i définit les bornes des positions de parcours lent/rapide de la ligne $i+1$.

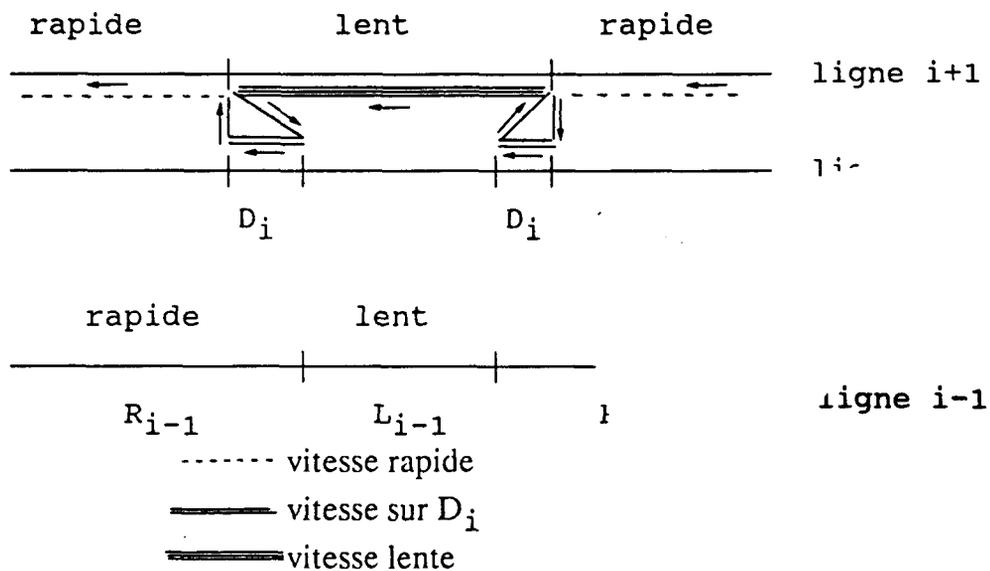


figure 3-16: principe de correction d'erreur : balayage à compléter.

Dans ces conditions, la figure 3-16 indique la trajectoire de balayage adoptée à l'étape $i+1$, pour compléter l'acquisition de l'étape i . Le balayage de D_i doit donc se faire à la vitesse V telle que:

$$\frac{1}{V} = \frac{1}{\text{vitesse lente}} + \frac{1}{\text{vitesse rapide}}$$

L'initialisation de l'algorithme s'effectue en balayant la première ligne à vitesse lente.

3.3.4 *Segmentation et seuillage :*

Ces opérations sont destinées à déterminer les frontières de L_1

3.3.4.1 Introduction

De nombreuses techniques de segmentation peuvent être envisagées. Elles se ramènent toutes à une opération de classification des pixels:

La classification des pixels en traitement d'image classique peut faire appel à deux techniques: [PUN80, RUT81, SCH74, SHY84]

- i) le seuillage simple
- ii) la classification automatique avec utilisation de fonctions de coût.

Pourquoi utiliser un seuillage ?

Le petit nombre de pixels par ligne de balayage permet de se contenter d'une méthode de seuillage simple et surtout le seuillage ligne par ligne se justifie par le traitement temps réel.

Les méthodes de segmentation ligne par ligne pouvant être envisagées appartiennent à deux grandes classes :

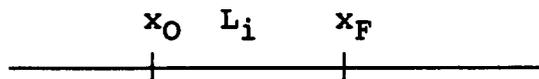
- a) classification d'un pixel en fonction de son abscisse
- b) classification en fonction de son contenu: valeur calculée (de contenu minéral osseux ou de pourcentage de graisse)

Il existe donc deux types d'approche selon que l'on considère l'une ou l'autre classe de méthodes :

3.3.4.2 Approche positionnelle :

Le point de départ du raisonnement est de considérer que la zone intéressante est située plutôt en milieu de ligne, le fond se trouvant de chaque côté. Une zone utile est encadrée par du fond.

Pour l'image globale, les bords verticaux appartiennent au fond, le centre appartient à la forme. La discrimination se modélise sous la forme :



$$\left. \begin{array}{l} x > x_O \\ x < x_F \end{array} \right\} \Rightarrow x \in L_i, \text{ quel que soit } f(x)$$

avec:

x_O et x_F (bornes inférieure et supérieure) peuvent être constantes pour un type d'examen, ou sont fonction du niveau de balayage.

L_i : la zone à discriminer

f : fonction utilisée (CMO ou % de graisse du pixel).

Ce type de discrimination trop simpliste ne peut pas être utilisé dans ce cas, la largeur de la zone à balayer lentement étant variable selon les sujets et pour un même sujet, selon la hauteur de balayage (figure 3-17).

3.3.4.3 Approche probabiliste:

Un pixel appartient au fond ou à la zone intéressante en fonction uniquement de la valeur du contenu minéral osseux (ou du pourcentage de graisse) calculée ("couleur" fabriquée à partir des 2 énergies mesurées).

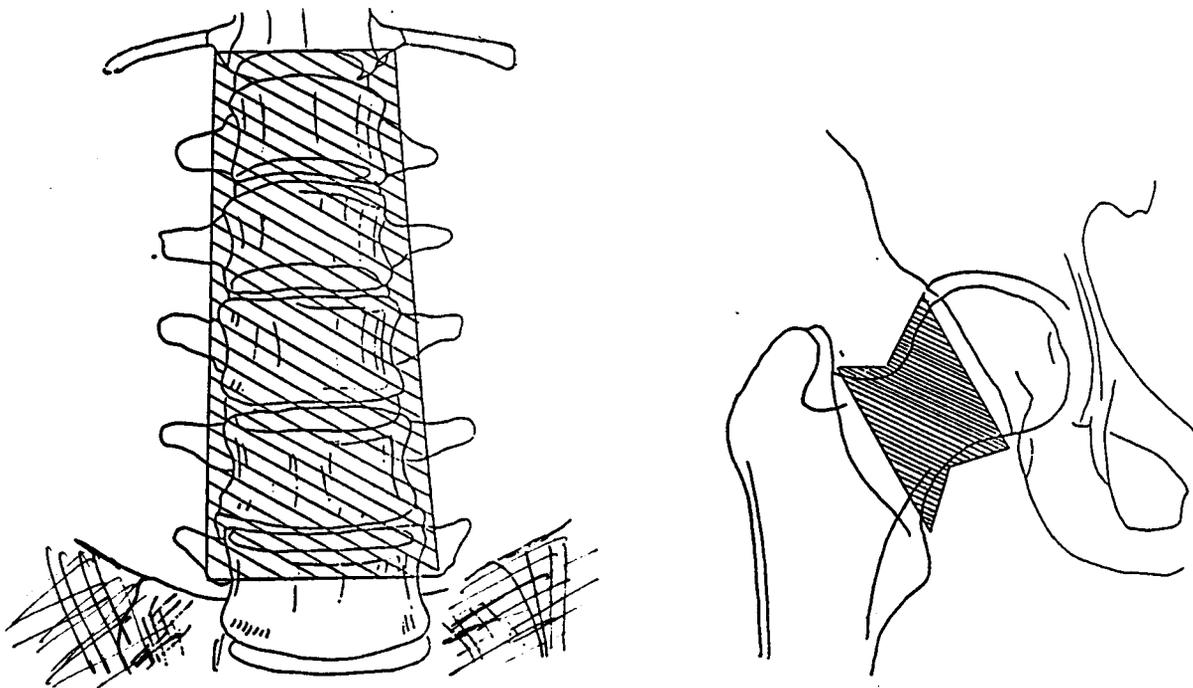


figure 3-17 bornes de la zone à reconnaître (ces bornes sont variables selon la hauteur de balayage).

3.3.4.3.1 Méthode du seuil arbitraire

si $f(x) > b \Rightarrow x \in L_i$ quel que soit x

Dans le cas d'un traitement d'image classique cette méthode fort simple dans sa mise en oeuvre, présente les défauts suivants [BON87, POS87] :

- non uniformité de l'éclairage, valeur de l'éclaircissement non constante, non-uniformité des objets ou du fond.

- défauts fréquents de transmission optique de l'objectif (vignelage) pouvant introduire une perte de luminosité de 50% sur les bords.

Ici, elle se heurte à deux obstacles:

a) Le choix du seuil:

Très clair dans la densitométrie osseuse des cas normaux ($f(x)$ de l'os très supérieur au $f(x)$ du tissu mou - $f(x)$ étant le résultat du calcul du contenu minéral osseux à partir de deux énergies) il est particulièrement mal aisé à déterminer dans les cas pathologiques de déminéralisation ($f(x)$ de l'os faible).

b) Les variations aléatoires de la radio-activité font que deux pixels rigoureusement identiques dans leur nature peuvent être de "niveaux de gris" calculés différents.

On retrouve ici un phénomène qui peut s'apparenter à une non-uniformité d'éclairage, mais non corrigible car totalement aléatoire (pas de soustraction possible de la composante éclairage).

3.3.4.3.2 Utilisation d'histogrammes de niveaux de gris

L'histogramme des niveaux de gris représente la probabilité d'apparition de chacun des niveaux de gris, ou plus exactement la densité de probabilité des niveaux dans le cas continu.

L'histogramme s'obtient très facilement dans le cas pratique en comptant le nombre de pixels ayant l'intensité I , le résultat étant normalisé par rapport au nombre total de pixel. Si l'image contient des formes et un fond, distinguables par leur niveau de gris, ce qui est le cas ici en densitométrie osseuse, l'histogramme traduira cette différence sous forme d'une courbe bimodale, c'est-à-dire présentant deux maxima locaux : l'un pour le fond, l'autre pour la forme.

Le meilleur seuil est celui qui minimise l'erreur de classification, c'est-à-dire qui permet de séparer les formes du fond le mieux possible.

On utilise la modélisation gaussienne de cette répartition et l'on effectue ensuite un seuillage par une méthode de type Buchanan-Wollaston [CAZ76, SCH74, DEL87] .

D'un point de vue purement théorique l'image en cours d'acquisition est bimodale (tissu mou et os) pour la densitométrie osseuse, trimodale pour l'étude des graisses (extérieur, tissu mou et os) .

Or si la valeur moyenne du fond (tissu mou pour l'ostéodensitométrie ou extérieur pour la graissométrie) est proche de 0, le centre de gravité de la forme est très variable et c'est d'ailleurs en partie le résultat final que l'on désire obtenir après traitement complexe de l'image.

De telles méthodes nécessitent toujours de pouvoir déterminer avec précision les centres de gravité des niveaux de gris pour pouvoir y appliquer un ajustement gaussien, ce qui n'est pas le cas général ici.

De surcroît, les pixels frontières particulièrement intéressants seront tantôt inclus dans la forme, tantôt dans le fond sans que l'opérateur ne puisse intervenir. Une telle méthode est d'ailleurs appliquée lors de la partie interprétation de l'examen et sera examinée dans la quatrième partie

3.3.4.4 Approche mixte :

Fonction à la fois de la valeur du $f(x)$ calculé et de l'adéquation à un modèle morphologique simple préalablement défini.

3.3.4.4.1 Approche gaussienne.

a) Détermination de la gaussienne morphologique de la ligne de balayage.

$$(x, f(x)) \rightarrow G(x)$$

b) Seuillage

$$G(x) > b \Rightarrow x \in L_i$$

avec

- b valeur réelle définie par la suite

$$- G(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-1/2 \left(\frac{x-\bar{x}}{\sigma} \right)^2}$$

On essaye d'exclure ainsi des pixels aberrants, par exemple en raison d'une fluctuation statistique particulière de la radioactivité .

Pourtant la modélisation gaussienne n'est pas entièrement satisfaisante, car elle suppose l'existence d'une zone à analyser verticale uniquement située au centre de l'image (figure 3-18).

Or il existe de manière quasi constante, en densitométrie osseuse rachidienne, à la partie basse de l'image, les crêtes iliaques, qui sont des structures osseuses, reconnues comme telles par la machine. Les $f(x)$ élevés sont alors groupés en trois amas distincts . La modélisation Gaussienne est alors exagérément aplatie et le seuillage n'est pas correct (figure 3-18).

En outre se pose le problème de la détermination du niveau de seuillage b :

- a) $b = \text{constante}$
- b) $b = \text{fonc}(\text{MAX } G(x))$
- c) $b = \text{fonc}(\text{MAX } G(x), \alpha)$

avec α déterminé par l'expérience et pouvant dépendre de l'examen réalisé, de l'age du patient, du niveau de balayage etc...

et fonc , une fonction.

L'expérience montre que dans le cas de lignes asymétriques ou possédant une symétrie de niveaux de gris différente de la symétrie morphologique (tassement vertébral unilatéral en densitométrie osseuse par exemple), la détermination des bornes de discrétisation ne correspond pas au résultat souhaité. Un décalage peut apparaître entre l'image réelle et le seuillage effectué ; des pixels de forme ("os") ne sont parfois pas reconnus.

La modulation du niveau de seuillage (b) dans le sens plus laxiste (diminution de la valeur de la constante b , ou modification de la fonction de détermination de cette valeur) élargit de manière symétrique la zone reconnue. On obtient alors la reconnaissance abusive de pixels du fond comme appartenant à la forme.

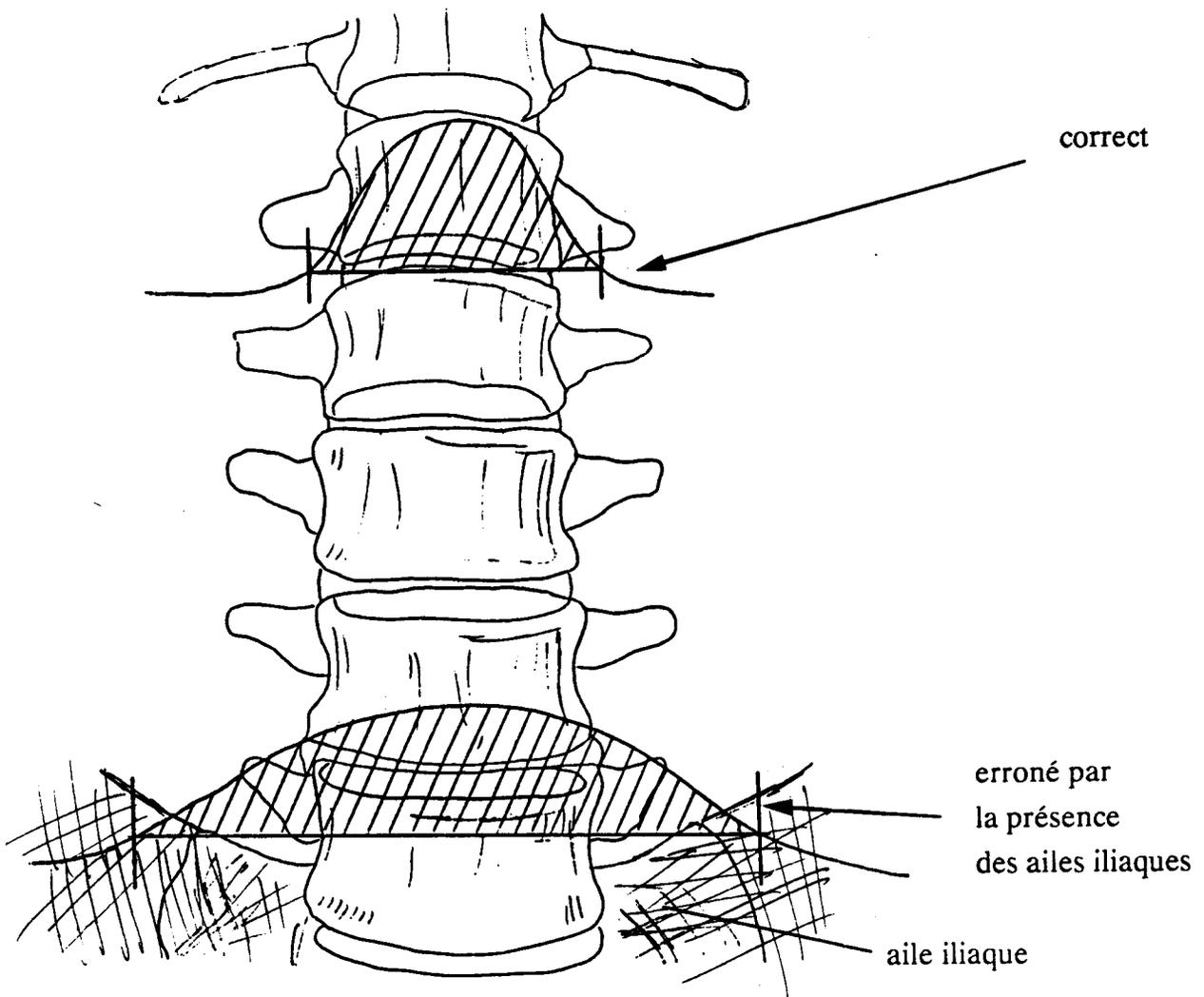


figure 3-18 modèles gaussiens

3.3.4.4.2 Seuillage par inflexion

L'existence possible de zones de nature intéressante mais morphologiquement externes à la zone à balayer lentement, amène à proposer un seuillage à partir des variations d'intensité en excluant les zones isolées de "niveau de gris" élevé situées en bordure d'image.

Pour déterminer le caractère "isolé" de ces zones nous utilisons le coefficient directeur d'une tangente:

en appelant $f(x)$ le résultat du calcul de densité osseuse du x ième pixel de la ligne n ,
soit $g(x) = f(x-i, n) - f(x+i, n)$

les valeurs seuils étant placées à

$$y1 = \text{MIN} (x \mid g(x) > K m) - j$$

$$y2 = \text{MAX} (x \mid g(x) < - K m) + j$$

avec m variable selon les lignes de balayage et fonction du niveau de gris moyen des zones remarquables préalablement balayées sous la forme récursive :

$$m = (\text{MAX} (f(x, n-1)) + m) / 2$$

pour $n > 1$ (n ordonnée cartésienne)

$$\text{et } m = \text{MAX}(f(x, 1))$$

avec:

i entier : écart entre les pivots d'inflexion

j entier: marge de sécurité de part et d'autre de la zone détectée, choisie arbitrairement.

K une constante représentant un facteur de spécificité et telle que $0 < K < 1$

Il est à noter l'intérêt particulier de prendre $i=2$, ce qui permet de retrouver, pour une ligne de balayage donnée, la tangente de la courbe lissée par lissage 3 points:

La première étape consiste en un lissage trois points, soit y le résultat:

$$y = (f(x-1) + f(x+1)) / 2. \text{ La tangente de la courbe brute est appelée } z : z = f(x-1) - f(x+1). \text{ La}$$

tangente de la courbe lissée peut alors être exprimée sous la forme :

$$g(x) = (f(x-2) + f(x)) / 2 - (f(x) + f(x+2)) / 2$$

soit

$$g(x) = (f(x-2) - f(x+2)) / 2$$

Une telle technique est proche, par sa méthodologie, du calcul du laplacien d'une image bidimensionnelle (ici l'image n'est qu'unidimensionnelle) et peut être donnée par le masque:

-1	...	01
----	-----	---	-----	----

L'évolution du facteur m au cours de l'acquisition de l'image amène une remise à jour permanente du prototype de discrimination. Par une auto-adaptation à l'état de minéralisation du sujet, elle permet une adéquation optimale de l'algorithme de seuillage quel que soit le niveau de balayage (figure 3-18) (les vertèbres inférieures ont un contenu minéral osseux généralement plus important que les supérieures) et la pathologie (démminéralisation plus ou moins importante) du sujet. L'algorithme est ainsi ajusté spécifiquement à l'individu mesuré réalisant un "auto-apprentissage" en cours de balayage.

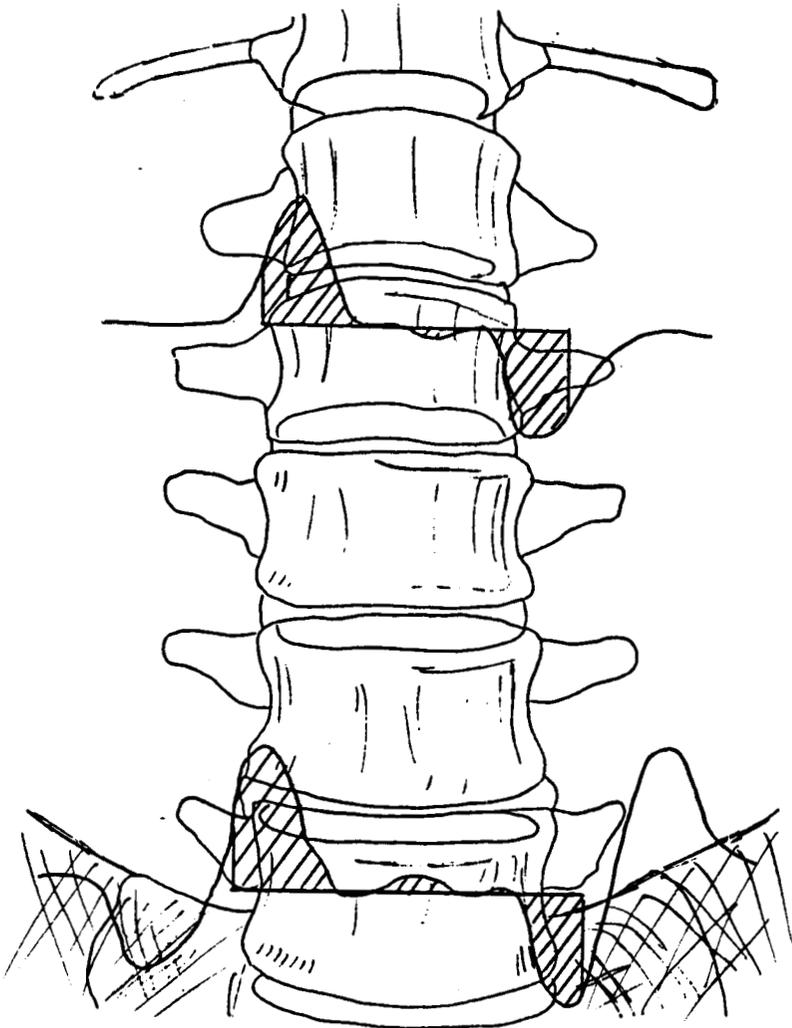


figure 3-18 modèle tangente lissée

3.3.5 Cas particulier du seuillage en graissométrie :

Dans ce cas les zones balayées sont de 3 types:

- vide
- tissus à mesurer (équivalent eau et graisse)
- os

La reconnaissance des 3 types de zones fait donc appel à la détection de deux types d'interfaces:

vide/tissu mou et tissu mou/os.

1) L'extérieur sera reconnu si

$$I_{100} \text{ mesuré} > K * I_{100} \text{ à vide}$$

I_{100} étant le nombre de coups en haute énergie détectés pendant un temps T

$0.8 < K < 1$ ici $K=0.9$ optimal chez l'adulte, étant entendu que les mesures sont effectuées en l'absence de toute saturation des détecteurs, en diaphragmant si besoin le faisceau.

Le choix de la haute énergie est dicté par le fait que l'absorption des photons les plus énergétiques est moins sensible aux variations de nature de l'échantillon à mesurer.

Il s'agit là d'une méthode de seuillage arbitraire utilisable à cause de la grande différence d'énergie détectée . A noter que l'on utilise ici une seule des deux énergies .

La statistique de comptage (désintégration radioactive de type gaussien) donne une robustesse d'algorithme à 2 écarts types pour un nombre de coups N supérieur ou égal à 200. Pour un nombre de coups classique proche de 20 000, l'algorithme donnera une bonne discrimination à 14 sigma pour $K=0.9$.

En outre ce seuillage a l'avantage d'être très sélectif (très dur) et d'éliminer des calculs les pixels frontières (effets de volume partiel) qui ne peuvent qu'introduire une incertitude de mesure . On peut augmenter la sensibilité en jouant sur le coefficient K.

2) L'algorithme de reconnaissance des pièces osseuses fait appel à un seuillage utilisant le différentiel d'absorption des deux énergies. Cet algorithme a l'avantage d'être sélectif (très dur). Les zones mal discriminées seront classées "os" [MAL87].

Les pièces osseuses seront reconnues si :

$$1,4 \text{ Log I44} - \text{Log I100} < 3,5$$

3.3.6 Vitesses butoirs

Deux vitesses "butoirs" ont été définies :

3.3.6.1 Limite en vitesse lente

Les différents essais réalisés sur des personnes corpulentes avec une source peu active (0,3 Ci - 11.1 GBq) ont mis en évidence une inadéquation de l'algorithme original aux conditions réelles:

La vitesse était déterminée de manière à obtenir 15000 coups par pixel en haute énergie sur le tissu mou ; cette valeur a été déterminée pour minimiser l'erreur statistique de comptage. (\sqrt{N}/N tolérable 0,8%). Pour les obèses (poids supérieur à 100 Kg), l'application de cette formule amène, avec cette source peu active (vieille), à une durée de comptage supérieure à 4 secondes par pixel soit une durée d'examen largement supérieure à une heure pour une densitométrie de rachis lombaire !

Ce fait nous a amené à imposer une limite supérieure de durée d'exposition de 3 secondes pour un pixel "lent". L'automate indique alors à l'utilisateur que l'examen s'effectue dans des conditions défavorables.

Dans ce cas, pour un rapport entre les surfaces balayées lentement et rapidement de 1/3 2/3, on obtient un examen de rachis en environ une demi-heure.

3.3.6.2 Limite en vitesse rapide

Inversement, pour une source très active (neuve = 1Ci - 37 GBq) et/ou un individu peu absorbant (adulte maigre, enfant) le même algorithme de calcul (un pixel lent = 15000 coups) implique une extrême rapidité de balayage notamment pour l'accélération sur le tissu mou.

Cette rapidité entraîne des difficultés mécaniques (vibrations), et informatiques (temps de calcul et d'affichage supérieur au temps d'exposition). Il a donc été nécessaire de définir une butée en rapidité: vitesse limite= 175 ms/ pixel. Dans ce cas il n'est pas nécessaire de modifier la vitesse en cours d'examen.

Une absorptiométrie osseuse de rachis standard est alors réalisée en un peu plus de 3 minutes.

3.4 Cycle d'acquisition

L'acquisition d'un examen passe par différentes étapes. Un contrôle de positionnement et de déroulement du processus est nécessaire à tout instant.

Les niveaux de progression du cycle d'acquisition sont les suivants:

- définitions des cotes des balayages: hauteurs et largeurs de la zone et du pixel, angle de balayage.
- introduction des paramètres d'identification du patient: nom, prénom, date de naissance, numéro de dossier
- positionnement initial grossier du capteur à l'aide de joysticks
- choix du type de balayage
- positionnement précis avec les joysticks, l'utilisateur est assisté par une aide visuelle (courbe de minéralisation) et sonore (échelle de hauteur de son).
- mesure automatique contrôlée et débrayable des comptages initiaux I_0 et I'_0 (Cf chapitre I)
- indication d'une durée approximative d'examen
- examen proprement dit
- fin automatique avec retrait du bras (une fin anticipée est possible).

Au cours de l'examen, et au fur et à mesure de son déroulement l'image s'affiche. L'opérateur peut ainsi suivre en temps réel l'acquisition de l'examen.

3.5 Conclusion

L'utilisation d'un absorptiomètre biphotonique monodétecteur à vitesse variable autorise une grande souplesse dans la détermination des zones d'intérêt. Nos algorithmes de segmentation permettent une optimisation de la vitesse tout en conservant une précision satisfaisante.

Au fur et à mesure de l'acquisition s'affiche sur le moniteur l'image correspondant à la résolution pixel par pixel du système d'équation (1) du chapitre I. L'image obtenue à la fin de la séquence est donc soit une image brute de minéralisation osseuse (dans le cas de l'ostéodensitométrie), soit une image de pourcentage de graisse (dans le cas de la graissométrie). Toutefois, lorsque la procédure d'acquisition est terminée, on stocke systématiquement en mémoire de masse les deux images correspondant aux comptages en 100 KeV et en 44 KeV. Ne stocker que la matrice affichée entraînerait en effet une perte d'information pour la suite des opérations car celle-ci est une combinaison linéaire des deux précédentes.

Nous verrons au chapitre suivant tout l'intérêt qu'il y a à transférer la totalité des informations acquises.

CHAPITRE IV

Exploitation des données et ergonomie de présentation

4.1 Introduction

L'objectif de ce chapitre est d'énoncer l'ensemble des opérations nécessaires à l'obtention d'un résultat final fiable et facilement lisible.

Le premier aspect consiste, à partir des deux plans-énergies 44 et 100 KeV, à exploiter les données afin de mettre en évidence selon les besoins de l'opérateur trois types de résultats:

- la densité de l'os sans se préoccuper de la composition du tissu mou
- la mesure du pourcentage de graisse
- les deux mesures précédentes simultanément.

La première possibilité traduit la densitométrie osseuse classique, la seconde la lipodensitométrie, la troisième est appelée mesure mixte. Cette dernière permet de tenir compte de la variation du pourcentage de graisse des tissus mous dans le calcul de la minéralisation osseuse.

Il est de surcroît nécessaire de conserver une constante préoccupation d'ergonomie tout au long du logiciel d'exploitation afin d'en permettre l'utilisation avec un minimum d'apprentissage par les personnels d'un service hospitalier. Dans ce sens nous avons mis au point un système de représentation d'image exploitant quelques artifices permettant d'améliorer la définition spatiale de l'image a posteriori.

Les procédures décrites ci-après sont utilisables sur tout PC compatible doté d'un écran EGA. Elles peuvent donc être exécutées soit sur le PC de commande de l'automate analyseur, soit sur un autre, les données de l'examen (fichiers ASCII) devant alors être transférées sur celui-ci (câble ou disquettes).

4.2 Principe des calculs

Traiter une image implique, pour chaque pixel composant cette image, de disposer d'informations élémentaires.

Notations:

V: matrice de visualisation, cette matrice se complète au fur et à mesure du balayage (Cf chapitre III).

A: matrice d'acquisition formées des deux plans énergie 100 KeV et 44 KeV

$a_{i,j}$ et $b_{i,j}$, comptages pour les deux énergies du pixel (i,j)

α et β , informations brutes acquises préalablement au balayage pour les deux énergies (valeur de la "ligne de base"). Ces informations correspondent aux tissus mous pour la densitométrie osseuse et à l'air pour la lipodensitométrie.

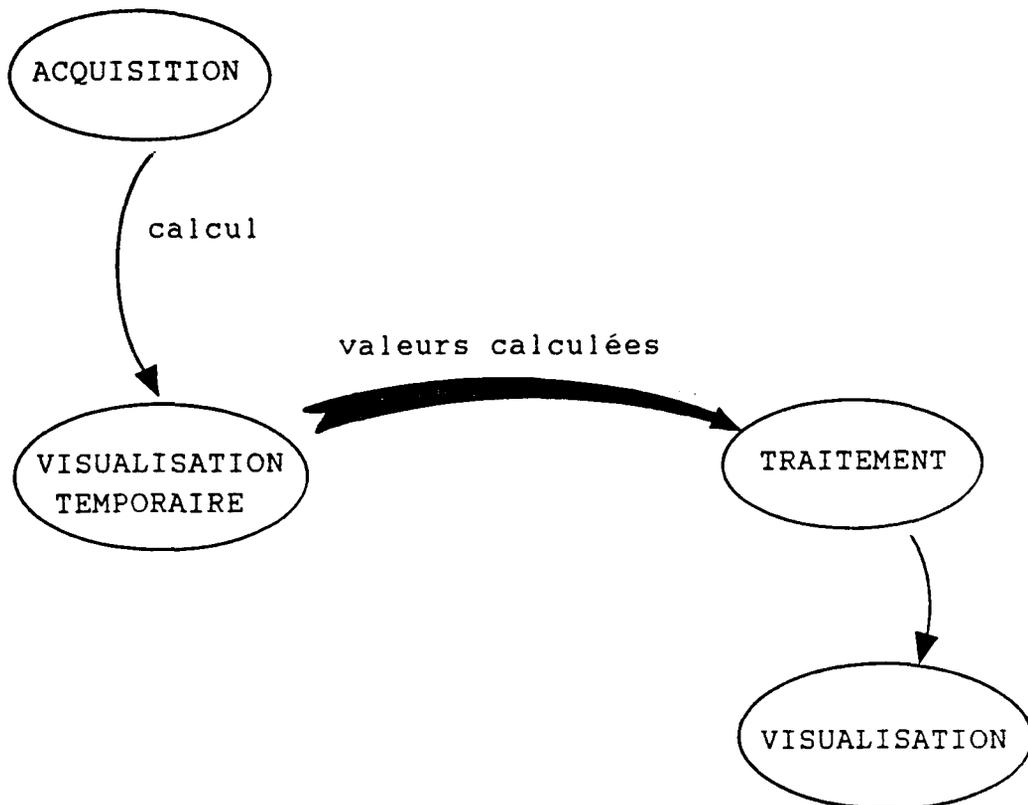


figure 4-1 : données pré-calculées transférées

Ces informations élémentaires transférées peuvent être de deux types:

- i) une information pré-traitée (figure 4-1), avec pour chaque pixel un "niveau de gris" correspondant à la fraction utile (contenu minéral osseux ou pourcentage de graisse) du pixel. Dans ce cas c'est la matrice V qui est transférée.

ii) une information brute (figure 4-2), avec pour chaque pixel deux "chromances" correspondant aux nombres de photons reçus dans les deux gammes d'énergie. Dans ce cas c'est la matrice A qui est transférée.

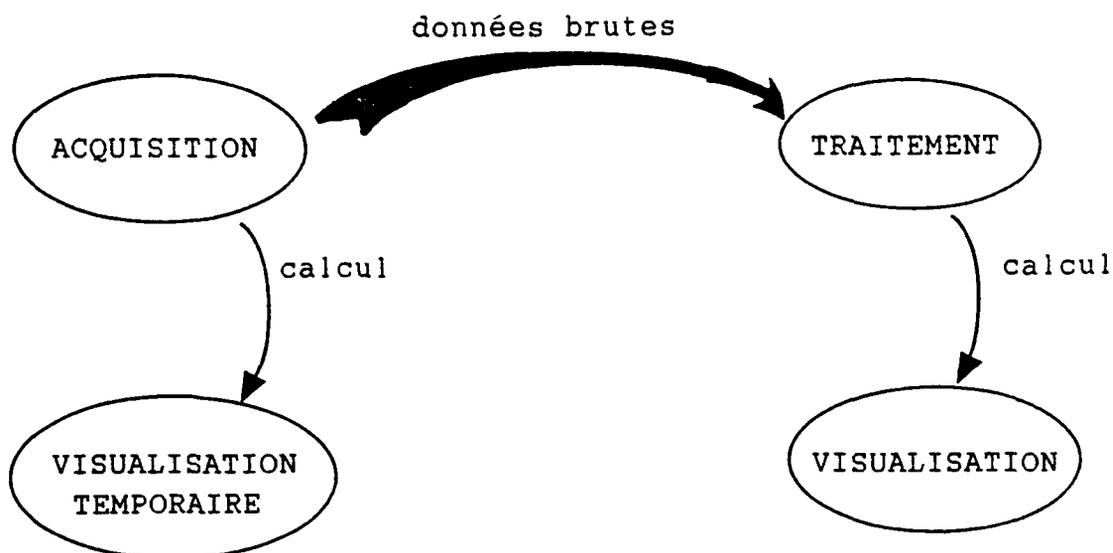


figure 4-2 transfert de données brutes

4.2.1 Information pré-traitée [NOV83,MAL87]

L'algorithme de traitement reçoit des valeurs numériques de densité calculée. Ces valeurs correspondent à celles qui ont été calculées en temps réel et affichées lors de l'acquisition [NOV83] ou avant l'exportation vers le logiciel de traitement [MAL87](figure 4-3).

Elles sont le résultat d'un calcul de la forme :

$$y = f(a_{i,j}, b_{i,j}, \alpha, \beta)$$

où f est la fonction de résolution du système d'équation (1) du chapitre I avec y : valeur exportée vers le logiciel de traitement.

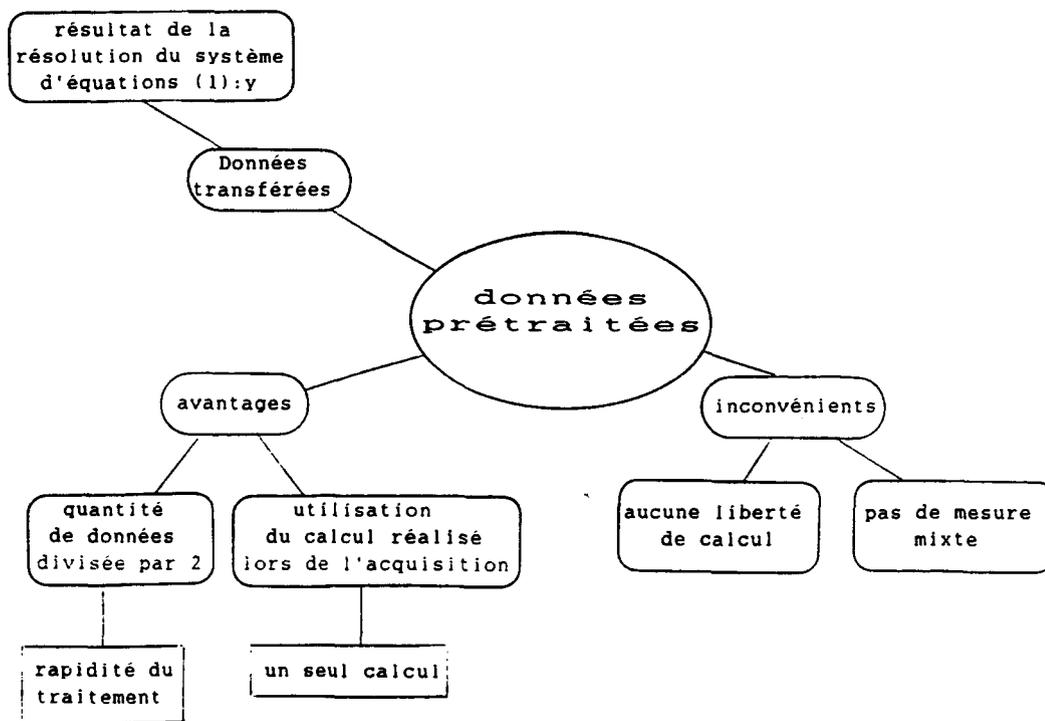


figure 4-3: cheminement des données prétraitées

Il est évident que, par rapport à l'acquisition, il y a eu une perte de l'information et une compression de données. Il est impossible alors de remonter aux informations brutes ($a_{i,j}$ et $b_{i,j}$). Une éventuelle modification des facteurs α et B n'est plus possible et ne peut plus intervenir dans les calculs.

C'est ainsi que les valeurs acquises sur le tissu mou, calculées une fois pour toute avant le début du balayage bidimensionnel en densitométrie osseuse ne peuvent plus être modifiées pour les calculs du contenu minéral osseux des pixels.

Les algorithmes de traitement sont forcément basés sur le résultat du calcul pixel par pixel sans pouvoir faire intervenir des valeurs à 100 et 44 KeV d'autres pixels.

Ce problème est encore plus crucial en mesure des graisses où le pourcentage de graisse est mesuré pixel par pixel et traité comme tel. De plus dans ce cas il est impossible de pondérer le pourcentage d'une région d'intérêt par son épaisseur ; Quelque soit la valeur de cette dernière, le "poids" mathématique est le même d'un pixel à l'autre.

Quel est l'avantage de cette méthode ?

L'avantage est la relative simplicité des calculs : à chaque pixel est associée une valeur de niveau de gris et, tout au moins en densitométrie osseuse, il n'est pas besoin de faire appel à des calculs différents de la simple détermination du CMO pixel par pixel.

La plupart des ostéodensitomètres courants fonctionnent avec ce procédé.

4.2.2 Les traitements effectués

Notre option est de transférer au logiciel de traitement l'intégralité des informations élémentaires de tous les pixels sans tenir compte du prétraitement obligatoirement effectué à l'acquisition pour l'affichage correct des données en cours d'examen (figure 4-4).

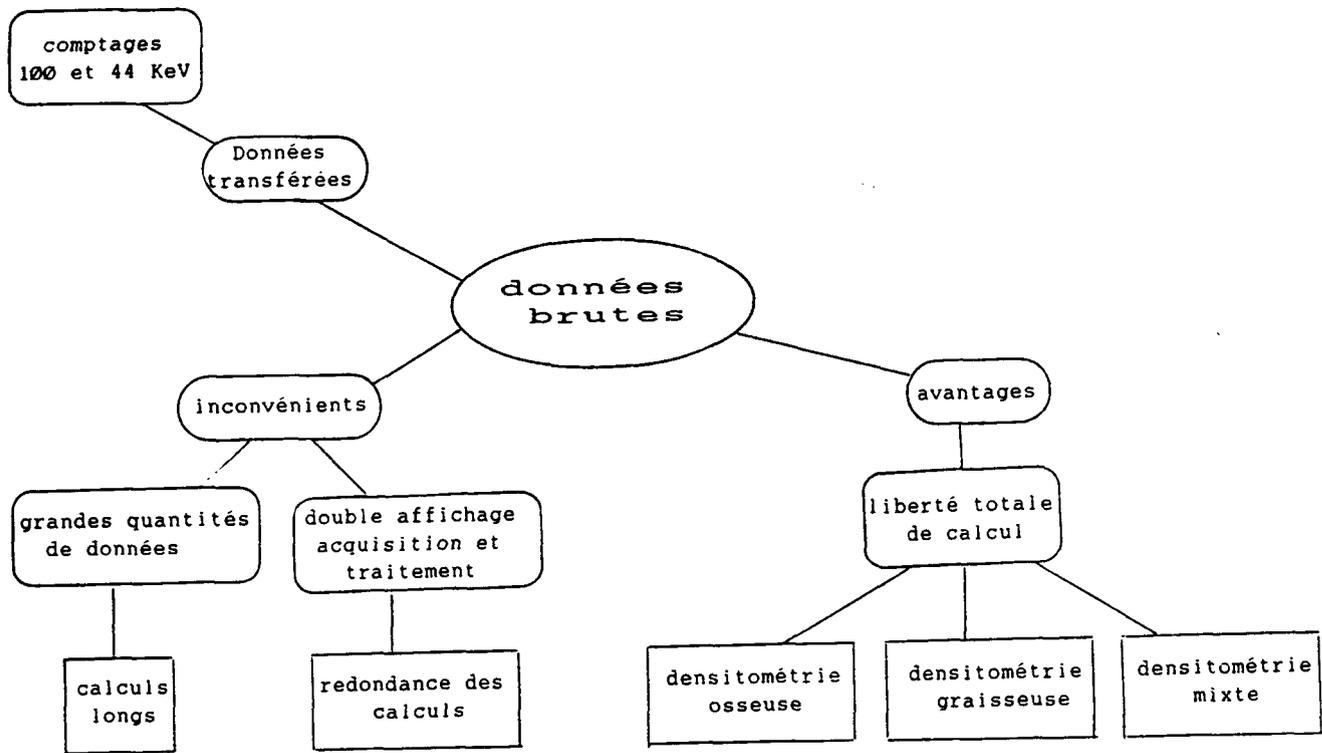


figure 4-4: informations brutes

Les données sont transmises du logiciel d'acquisition sous forme de fichiers ASCII séquentiels. Un fichier est réservé aux indications d'identification du patient: nom, prénom etc... Un fichier examen est réservé à chaque région mesurée. Un fichier examen est composé d'un entête donnant les paramètres de l'examen: taille de la matrice, d'un pixel, temps d'exposition, valeurs de comptage initiales (I_0 , I'_0) et la séquence des valeurs acquises avec pour chaque pixel les deux nombres représentant les comptages en haute et basse énergies. (figure 4-5)

NOM
PRENOM
DATE
Numéro de dossier
TYPE(S) DE REGIONS ANALYSEES
.....

IDENTIFIANT
HAUTEUR MATRICE
LARGEUR MATRICE
HAUTEUR PIXEL
LARGEUR PIXEL
TEMPS D'EXPOSITION
COMPTAGES INITIAUX
COMPTAGE HAUTE ENERGIE
COMPTAGE BASSE ENERGIE
COMPTAGE HAUTE ENERGIE
COMPTAGE BASSE ENERGIE
.....

figure 4-5: format des données transférées

La plupart des traitements effectués par le logiciel sont des manipulations de matrices.

4.2.2.1 Notations complémentaires

On note B la matrice résultats pixel par pixel de la résolution du système d'équation (1) du chapitre I.

$$B = \{ f(a_{i,j}, b_{i,j}, \alpha, \beta) \}$$

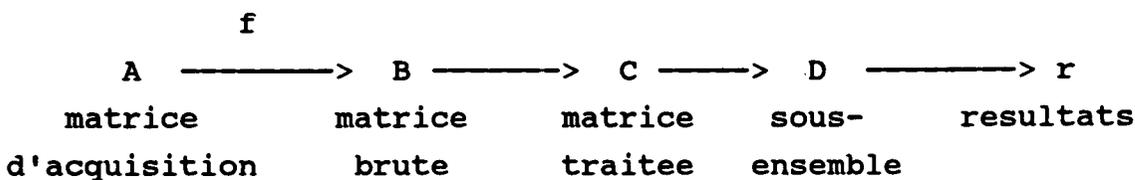
où f est la fonction de résolution du système (1)

On note C la matrice directement issue de B par des opérations simples comme la soustraction du plan de base (Cf infra).

On note D le sous-ensemble de C correspondant aux régions d'intérêt définies par l'utilisateur.

Enfin le vecteur r correspond à l'ensemble des résultats numériques associés à une région d'intérêt.

Le séquençement des opérations peut être illustré comme suit:



4.2.2.2 Spécificités

4.2.2.2.1 Densitométrie osseuse

Dans ce cas le schéma de traitement est celui illustré figure 4-6

f consiste en un calcul du CMO pixel par pixel à partir des comptages de chaque pixel et des deux valeurs initiales α et β représentant les comptages sur le tissu mou I_0 et I'_0 .

Il y a donc perte d'information. Néanmoins le stockage de la matrice initiale B permet de reprendre le calcul si besoin est.

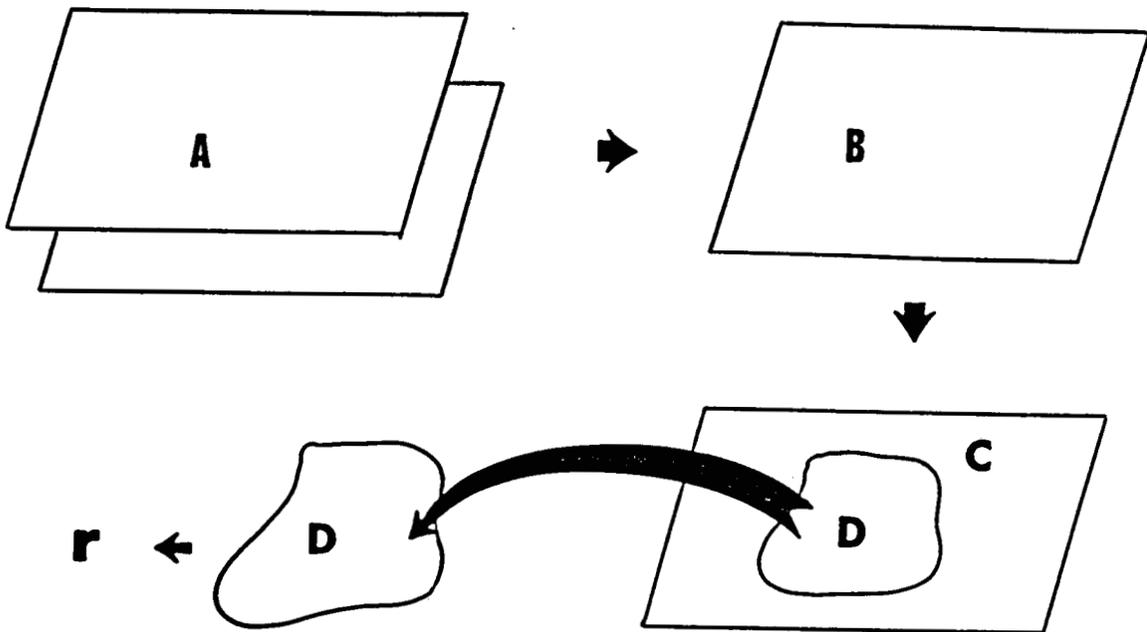


figure 4-6 traitement spécifique à l'ostéodensitométrie

Ici les matrices B et C sont donc des matrices de minéralisation osseuse. Pour passer de B à C l'opération effectuée est la soustraction du plan de base (Cf infra). Le vecteur résultat r est l'ensemble des valeurs de minéralisation osseuse du ROI (Region Of Interest) choisi par l'utilisateur. Les paramètres retenus sont ceux habituellement utilisés en densitométrie osseuse: Contenu Minéral Osseux total (CMO total), Contenu Minéral Osseux moyen (CMO moyen), Densité Minérale Osseuse (DMO).

Il sont définis comme suit:

$$\text{CMO total} = \sum_{x_1(i,j) \in D} x_1(i,j)$$

$$\text{CMO moyen} = \frac{\text{CMO total}}{\text{hauteur maxi du ROI}}$$

Le CMO moyen est exprimé en gramme d'hydroxyapatite par cm

$$\text{DMO} = \frac{\text{CMO total}}{\text{aire du ROI}}$$

La DMO est exprimée en gramme d'hydroxyapatite par cm^2 .

Rappelons que $x_1(i,j)$ est le résultat du système (1) (Cf chapitre I) dans le cas de l'ostéodensitométrie, c'est-à-dire $x_1(i,j) = f(a_{i,j}, b_{i,j}, \alpha, \beta)$

4.2.2.2.2 Lipodensitométrie

Dans ce cas, le schéma de traitement est illustré figure 4-7.

Ici conformément à la théorie du chapitre I, g consiste en un calcul des deux épaisseurs de graisse et d'eau ($x_1(i,j)$ et $x_2(i,j)$) pixel par pixel à partir des comptages de chaque pixel et des deux valeurs initiales σ et δ représentant les comptages réalisés sur l'air I_0 et I'_0 .

La matrice B est donc une matrice "bichromique" qui fournit en mémoire vive deux plans images superposables correspondant, l'un à l'épaisseur de tissu maigre, l'autre à l'épaisseur de graisse.

Ici les deux matrices B et C sont confondues car il n'y a pas de soustraction du plan de base: l'extérieur de la zone analysée est composé uniquement d'une épaisseur constante d'air. D est une matrice sous-ensemble de la matrice B , elle représente le ROI et est définie par l'utilisateur.

Le vecteur résultat r est l'ensemble des valeurs de mesure de tissu mou calculées dans le

ROI choisi par l'utilisateur: pourcentages de graisse et d'eau et épaisseurs moyennes de graisse et d'eau .

$$\% \text{ graisse} = 100 * \frac{\Sigma_D \text{ épaisseurs de graisse}}{\Sigma_D \text{ épaisseurs totales}}$$

$$\% \text{ tissu maigre} = 100 * \frac{\Sigma_D \text{ épaisseurs de tissu maigre}}{\Sigma_D \text{ épaisseurs totales}}$$

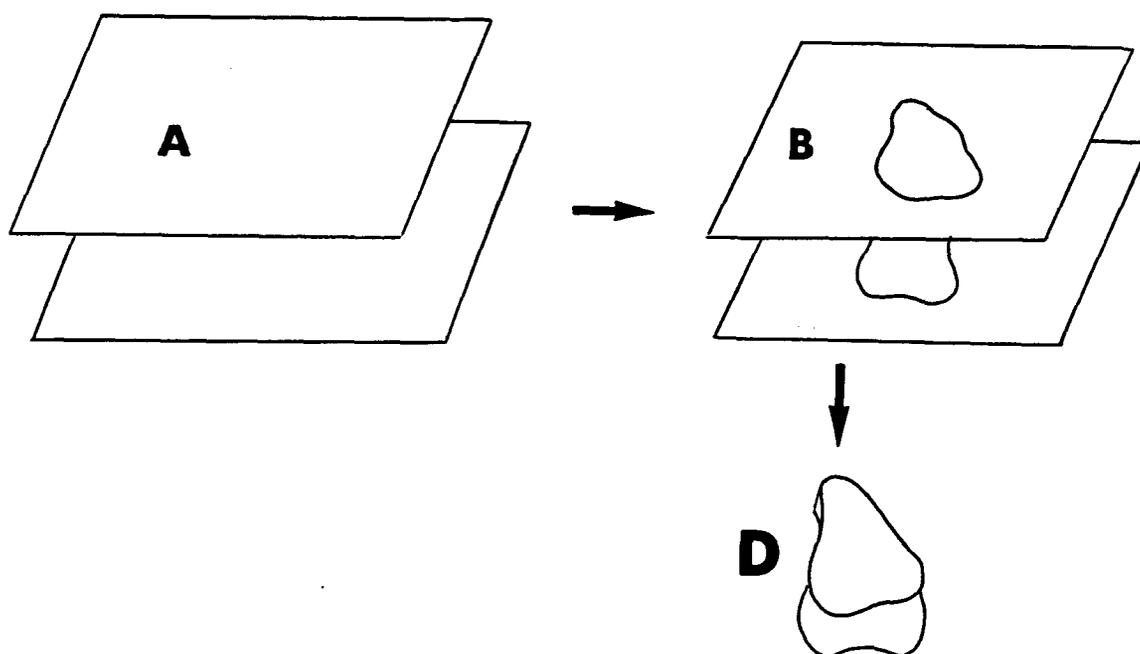


figure 4-7 : traitement spécifique à la lipodensitométrie

4.2.2.2.3 Mesure mixte

Deux fonctions sont appliquées de manière indépendante sur la matrice A: les fonctions f et g. Elles consistent chacune en une résolution du système d'équations (1) du chapitre I à partir de paramètres différents:

- Comme pour la mesure de la graisse, g consiste en un calcul des deux épaisseurs de graisse et d'eau pixel par pixel à partir des comptages de chaque pixel et des deux valeurs initiales σ et δ représentant les comptages réalisés sur l'air I_0 et I'_0 .

$$B = \{ g(a_{i,j}, b_{i,j}, \sigma, \delta) \}$$

- La fonction f calcule la minéralisation osseuse

$$f: A \text{ ----} > C$$

f consiste en un calcul du CMO pixel par pixel à partir des comptages de chaque pixel et des deux valeurs initiales α et β représentant les comptages sur le tissu mou I_0 et I'_0 .

$$C = \{ f(a_{i,j}, b_{i,j}, \alpha, \beta) \}$$

Comme pour la densitométrie osseuse, on modifie la matrice résultat par la soustraction du plan de base, on obtient alors la matrice D .

Les matrices C et D sont des matrices de minéralisation osseuse (figure 4-8).

Tout ce passe comme si il existait en mémoire vive trois images superposables correspondant, l'une à l'épaisseur de tissu maigre, l'autre à l'épaisseur de graisse et la troisième à la minéralisation. On obtient alors, pour chaque pixel (i,j), trois chromances fictives $u(i,j)$, $v(i,j)$ et $w(i,j)$

$$(u(i,j), v(i,j)) = g(a_{i,j}, b_{i,j}, \sigma, \delta)$$

$$w(i,j) = f(a_{i,j}, b_{i,j}, \alpha, \beta)$$

avec

$u(i,j)$, $v(i,j)$: épaisseurs de tissu maigre (eau) et de graisse du pixel (i,j)

$a_{i,j}$, $b_{i,j}$: valeurs brutes de comptage à 100 et 44 KeV du pixel (i,j)

$w(i,j)$: minéralisation du pixel (i,j)

σ , δ : comptages sur l'air 100 et 44 KeV

α , β : comptages initiaux 100 et 44 KeV réalisés sur une zone de tissu mou.

Ces trois valeurs ne sont pas toutes simultanément exactes. En effet, si on se trouve dans une zone de tissu mou seules sont exploitables les valeurs d'eau et de graisse, par contre au niveau de l'os seule la valeur de minéralisation est exacte, les deux autres sont erronées. L'utilisateur obtiendra donc une valeur de minéralisation osseuse dans un ROI d'os et des valeurs de graisse et de tissu maigre dans un ROI de tissu mou.

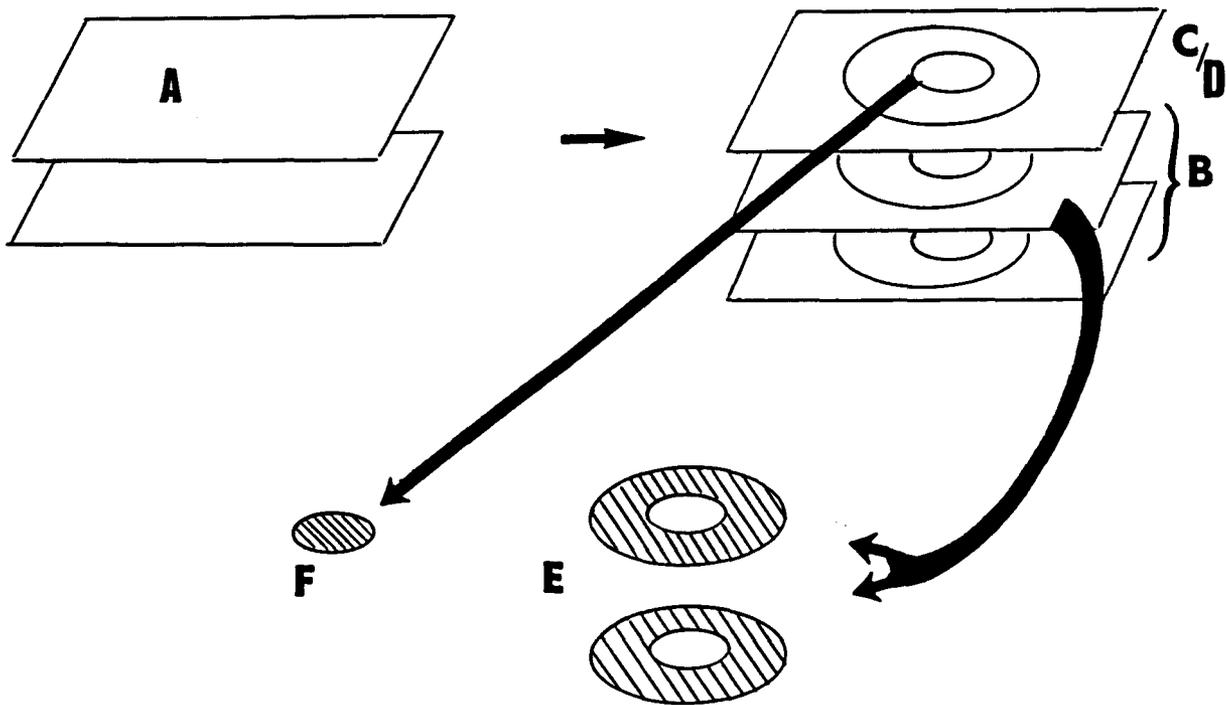


figure 4-8 traitement de la mesure mixte

On a donc deux matrices de travail disjointes E et F correspondant à deux ROIs différents:
 E: matrice d'épaisseur 2 sous ensemble de B
 F: matrice d'épaisseur 1 sous ensemble de D.

Le vecteur résultat r est l'ensemble des valeurs de minéralisation osseuse du ROI correspondant à E et des valeurs de pourcentage de graisse et d'eau dans le ROI de tissu mou correspondant à la matrice F (figure 4-8).

4.3 Ergonomie et mise en oeuvre

4.3.1 Organisation commune

L'ergonomie de fonctionnement et de présentation impose une structure commune aux trois logiciels de densitométrie osseuse, graisseuse et mixte.

Le choix du patient dans une liste, la possibilité d'étudier plusieurs régions pour un même patient ainsi que le mode de traçage des régions d'intérêt sont des procédures communes aux trois logiciels (figure 4-9).

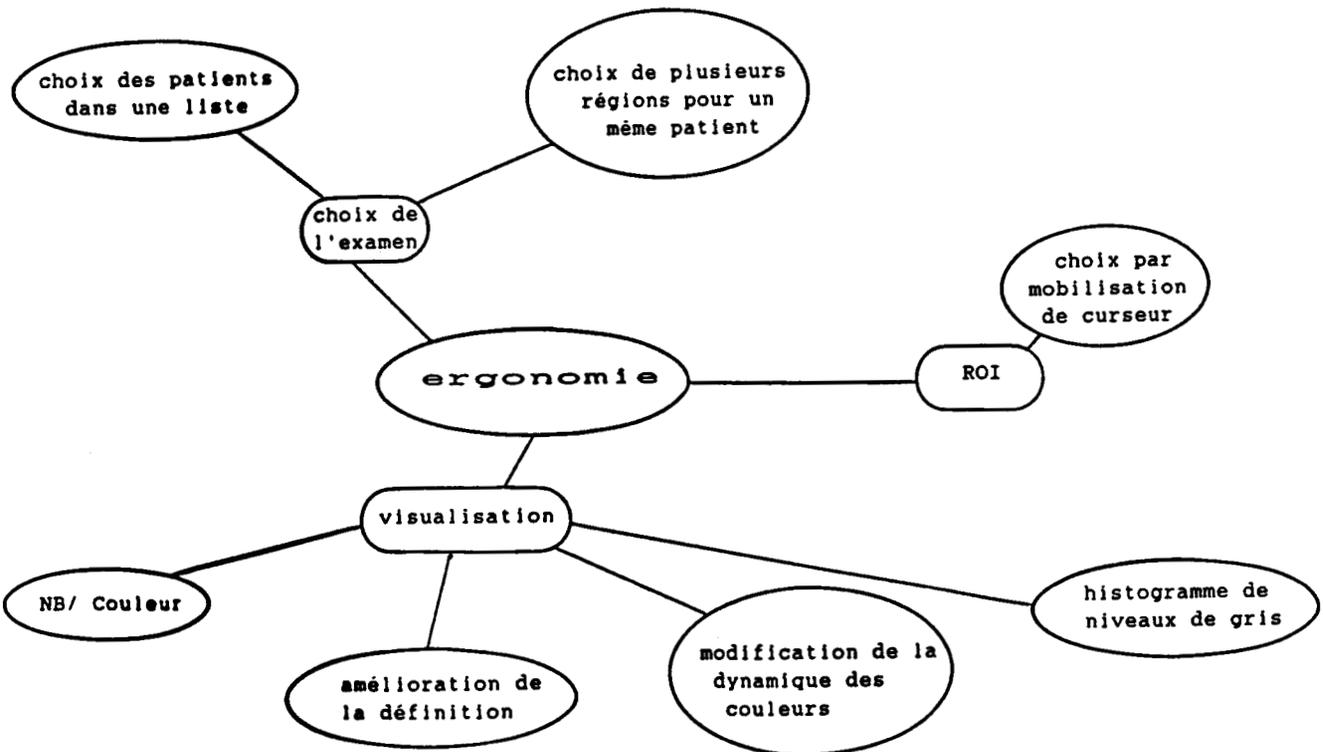


figure 4-9 ergonomie générale des logiciels d'exploitation des données.

Chaque logiciel spécifique est organisé de manière à joindre une bonne précision avec une ergonomie satisfaisante.

4.3.1.1 Organisation des fichiers

Une option du menu général permet l'affichage de la liste des patients présents en mémoire de masse, chaque patient est identifié par son nom et la date d'examen. L'utilisateur peut alors choisir dans cette liste le patient à traiter.

Pour chaque patient on peut effectuer une exploration de plusieurs régions; un même fichier-patient pourra donc contenir plusieurs fichiers-région.

4.3.1.2 traitement des données (structure commune)

Les trois algorithmes de traitement: densitométrie osseuse, graisseuse et mixtes sont structurés de la même manière, comme indiqué figure 4-10.

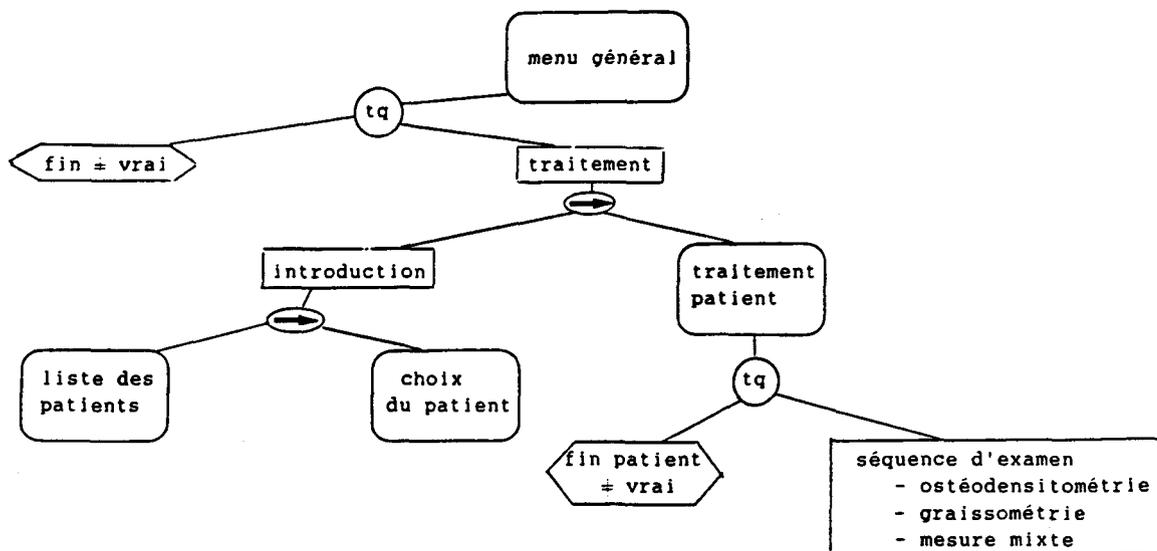


figure 4-10: structure commune aux trois programmes

4.3.1.3 Définition des régions d'intérêt (ROI)

La définition des régions d'intérêt se fait par déplacement d'un curseur par l'utilisateur et validation des angles de ces ROIs [BOU86].

Il existe une matrice des ROIs, cette matrice a les mêmes dimensions que la matrice de minéralisation . Chaque élément de cette matrice est composé de 2 octets dont 4 bits sont utilisés pour des fonctionnalités annexes (ce qui permet d'utiliser simultanément 12 ROIs). Si le point correspondant de la matrice image appartient au ROI, le bit correspondant au ROI dans la matrice de ROI est mis à 1. Pour des raisons d'homogénéité de structure, la matrice des ROIs est une matrice bidimensionnelle d'entiers une fonction de transcodage est utilisée.

4.3.1.4 Autres facilités

Les logiciels offrent des possibilités de traçage d'isocontours, de modifications d'affichage et de sortie graphique sur imprimante, les procédures de modification d'affichage seront explicitées par la suite.

4.3.2 *Ergonomie et précision du logiciel d'exploitation de la densitométrie osseuse*

4.3.2.1 Organisation

Le calcul de la densité minérale osseuse se fait pixel par pixel lors du transfert des données en RAM (lecture du fichier).

Aux valeurs de DMO correspondent une échelle de couleurs ou de niveau de gris au choix de l'utilisateur . On obtient ainsi une image brute de la minéralisation de la zone balayée.

Cette image doit être traitée afin d'en extraire des informations fiables.

Il faut successivement:

- i) déterminer la ligne de base de chaque ligne de manière à tenir compte des modifications de composition et d'épaisseur des tissus mous ainsi que des fluctuations lentes de comptage (Cf chapitre 3).

- ii) définir des régions d'intérêt (Regions Of Interest) dans lesquelles il faut déterminer l'état de minéralisation.

iii) Segmenter précisément l'image pour distinguer de manière semi-automatique les zones osseuses (forme) des zones de tissu mou (fond).

iv) Sortir des résultats sous forme :

- de contenu minéral osseux total d'un ROI
- de contenu minéral osseux moyen (par cm linéaire)
- de "densité" minérale osseuse (masse surfacique par cm^2).

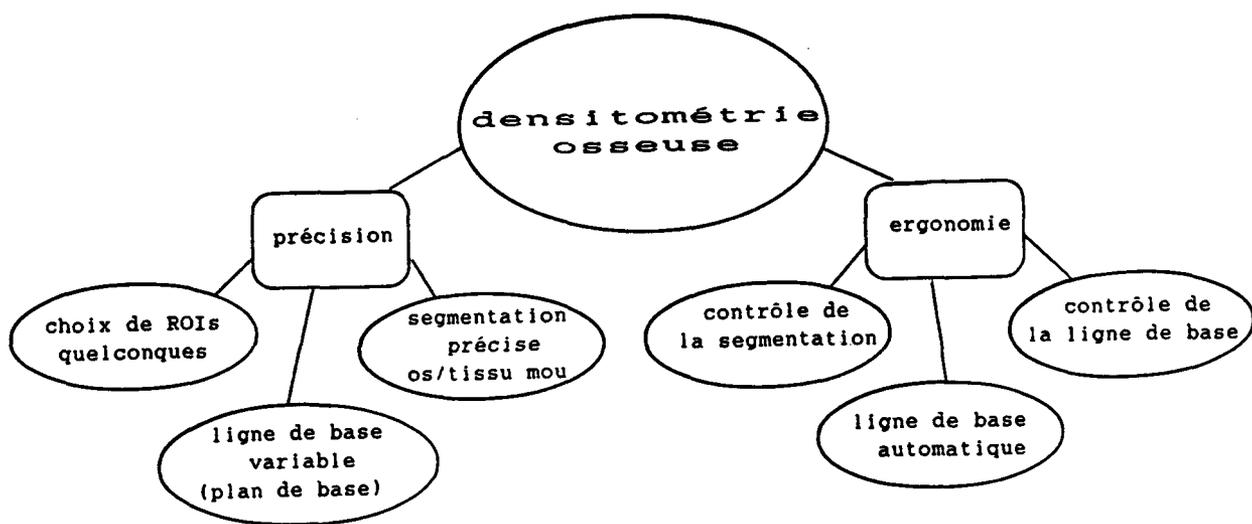


figure 4-11 ergonomie de la densitométrie osseuse

4.3.2.2 Ligne de base

En ostéodensitométrie, il est nécessaire de déterminer une "ligne de base". C'est-à-dire, pour chaque ligne acquise, de déterminer le "zéro" de la minéralisation sur cette ligne [MAZ91-2]. Notre option est de déterminer, pour chaque ligne de balayage, les deux points les plus bas (minéralisation la plus faible) situés de part et d'autre de la verticale médiane. Le plan de régression linéaire passant "au mieux" par ces points est alors calculé, la matrice ainsi déterminée est ensuite soustraite de la matrice de minéralisation primitive.

La zone dans laquelle est calculé ce plan de régression peut être soit la matrice complémentaire de la zone osseuse, soit un sous ensemble de celle-ci. En effet, si l'utilisateur juge qu'il existe des pixels "os" dans la matrice complémentaire, le calcul du plan de base sera faussé par ces pixels. L'utilisateur détermine alors à l'aide du curseur, une zone uniquement composée de tissu mou dans laquelle le calcul du plan de base sera effectué (figure 4-12). Dans les deux cas, une fois cette zone définie, l'algorithme fonctionne seul.

Les points qui servent au calcul du plan de base sont affichés et permettent ainsi un contrôle interactif.

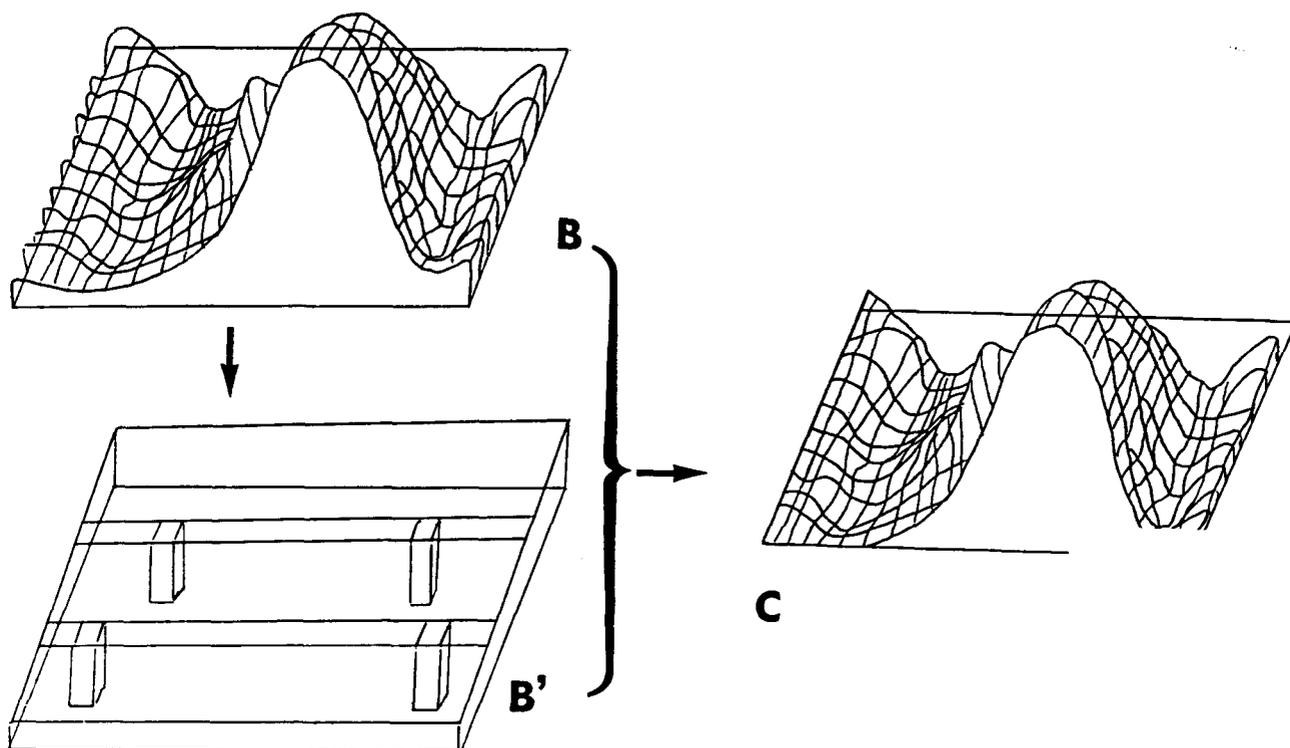


figure 4-12: détermination automatique de la ligne de base

Algorithme:

1ère étape: Calcul pixel par pixel de la minéralisation (résolution du système d'équation (1) du chapitre I)

2ième étape: Détermination du profil de minéralisation de chaque ligne.

3ième étape: Calcul des 2 points les plus bas de chaque coté pour chaque ligne (figure 4-13).

4ième étape: Détermination du plan de régression linéaire passant au mieux par tous ces points (4 points par ligne, N lignes par examen).

5ième étape: Soustraction pixel par pixel des valeurs de ce plan de minéralisation fictive du tissu mou à la matrice originelle . Obtention d'une matrice épurée.

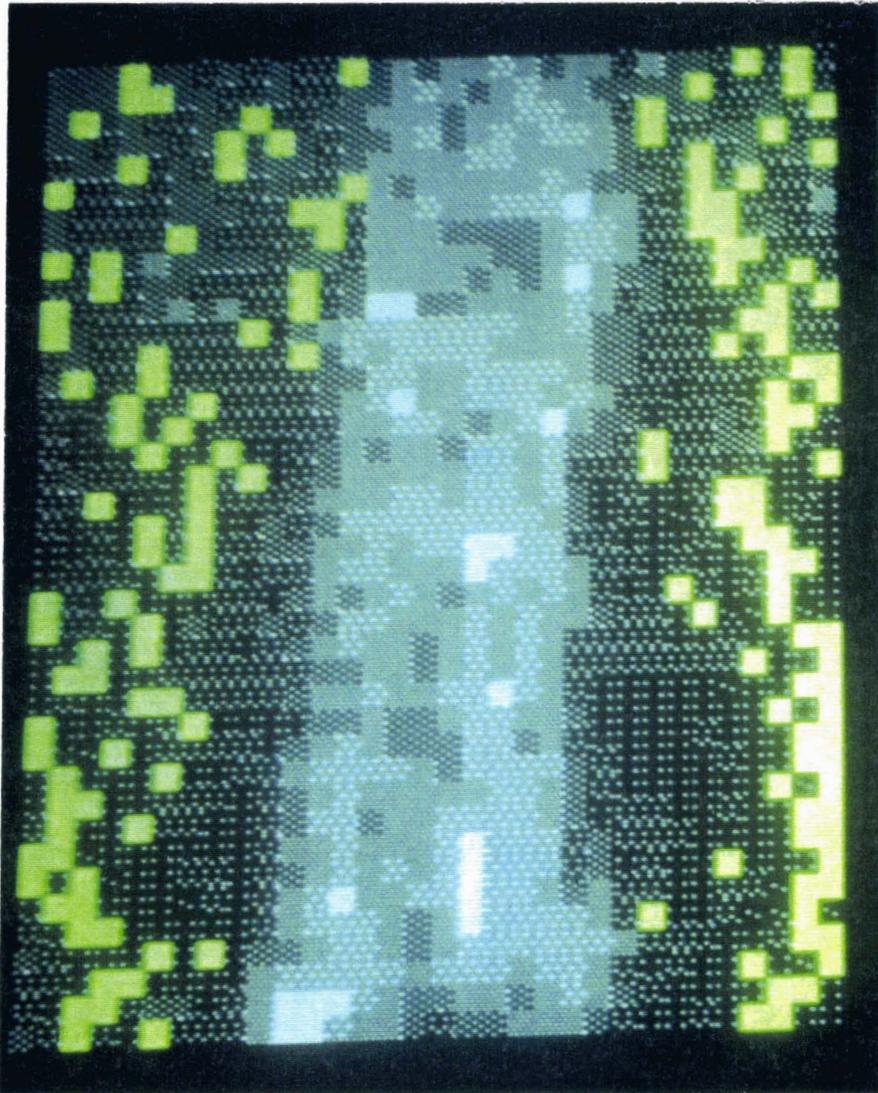


figure 4-13: Visualisation des points servant au calcul de la matrice de soustraction de la ligne de base

4.3.2.3 Contrôle de la segmentation

Il est important de déterminer avec une grande précision la surface dans laquelle la minéralisation osseuse sera calculée: en effet la DMO (densité minérale osseuse) est en réalité une masse surfacique. Toute erreur sur la surface impliquera donc une erreur sur le résultat de DMO.

De plus les contours d'une pièce osseuse sont généralement irréguliers. Il serait fastidieux de les tracer manuellement et de surcroît une telle procédure ne serait pas exempte d'erreur. Il a donc été nécessaire de réaliser un algorithme d'extraction de contours .

L'algorithme fonctionne de la façon suivante (figure 4-14):

- opérations à réaliser par l'opérateur:
 - détermination d'un ROI grossier incluant la zone osseuse à mesurer (ROI a).
 - détermination d'un ROI incluant le précédent et ne lui rajoutant que des pixels de tissu mou (ROI b)
(utilisation d'un curseur)

- opérations automatiques:
 - soustraction des deux ROIs ($ROI_b - ROI_a = ROI_c$) le ROI c est uniquement composé de tissu mou.
 - calcul des histogrammes des niveaux de gris des deux ROIs ROI a et ROI c
 - application sur chaque ROI d'un modèle gaussien
 - traçage des deux courbes de modélisation

- validation finale par l'utilisateur:
 - Le point de croisement des deux courbes est suggéré comme fonction de discrimination.

- contrôle
 - la frontière de segmentation est tracée sur l'image

Seuls les pixels inclus dans le ROI (bit correspondant mis à 1) et dont le niveau de minéralisation est supérieur au seuil ainsi défini seront comptabilisés pour le calcul de la surface utile et celui de la DMO ("densité" minérale osseuse).

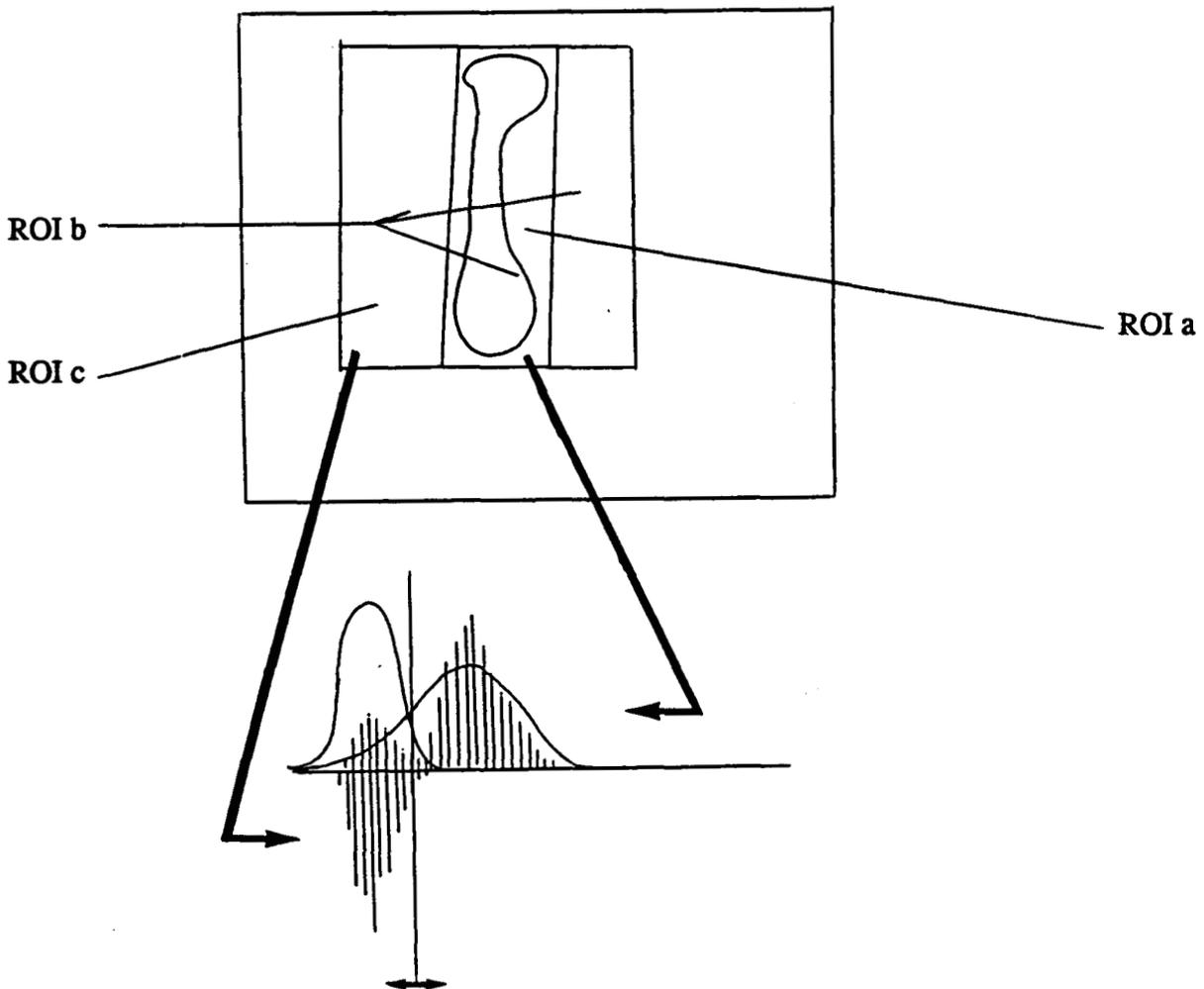


figure 4-14 algorithme de segmentation semi automatique

Remarque:

A tout instant l'utilisateur garde un "droit de regard" sur le déroulement des opérations et peut, s'il le désire intervenir pour modifier le traitement. L'utilisation d'un algorithme "semi-automatique" permet seule une souplesse d'utilisation suffisante pour s'adapter à toutes les situations (Cf 3ième partie).

4.3.3 Ergonomie de la densitométrie de la graisse

Le calcul pour chaque pixel des épaisseurs d'eau et de graisse se fait lors de la lecture du fichier de données . Ces valeurs sont stockées dans deux matrices différentes. La discrimination de l'os et de l'extérieur se fait à ce niveau, il y a alors un stockage de valeurs fictives reconnaissables.

4.3.3.1 Affichage

Pour chaque pixel, Il faut aller chercher dans chacune des matrices les épaisseurs d'eau et de graisse afin de calculer le pourcentage de graisse du pixel. Un niveau de gris ou une couleur est alors affiché.

Deux couleurs spéciales sont réservées à l'os et à l'extérieur (figure 4-15).

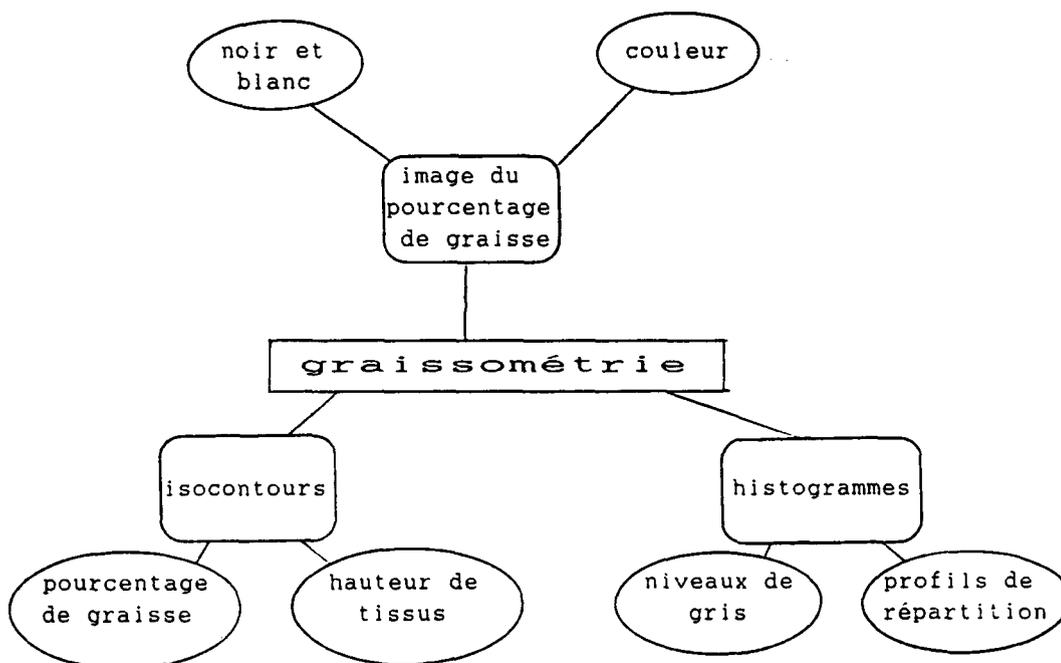


figure 4-16 : fonctionnalités de la lipodensitométrie

Outre l'image de pourcentage de graisse, l'utilisateur a à sa disposition des procédures annexes qui lui permettent de compléter son information (figure 4-16).

4.3.3.2 Isocontours

Nous avons réalisé une procédure pour tracer les isocontours de pourcentage de graisse ou d'épaisseur totale (graisse + tissu maigre) permettant éventuellement un repérage plus facile.

4.3.3.3 Profils

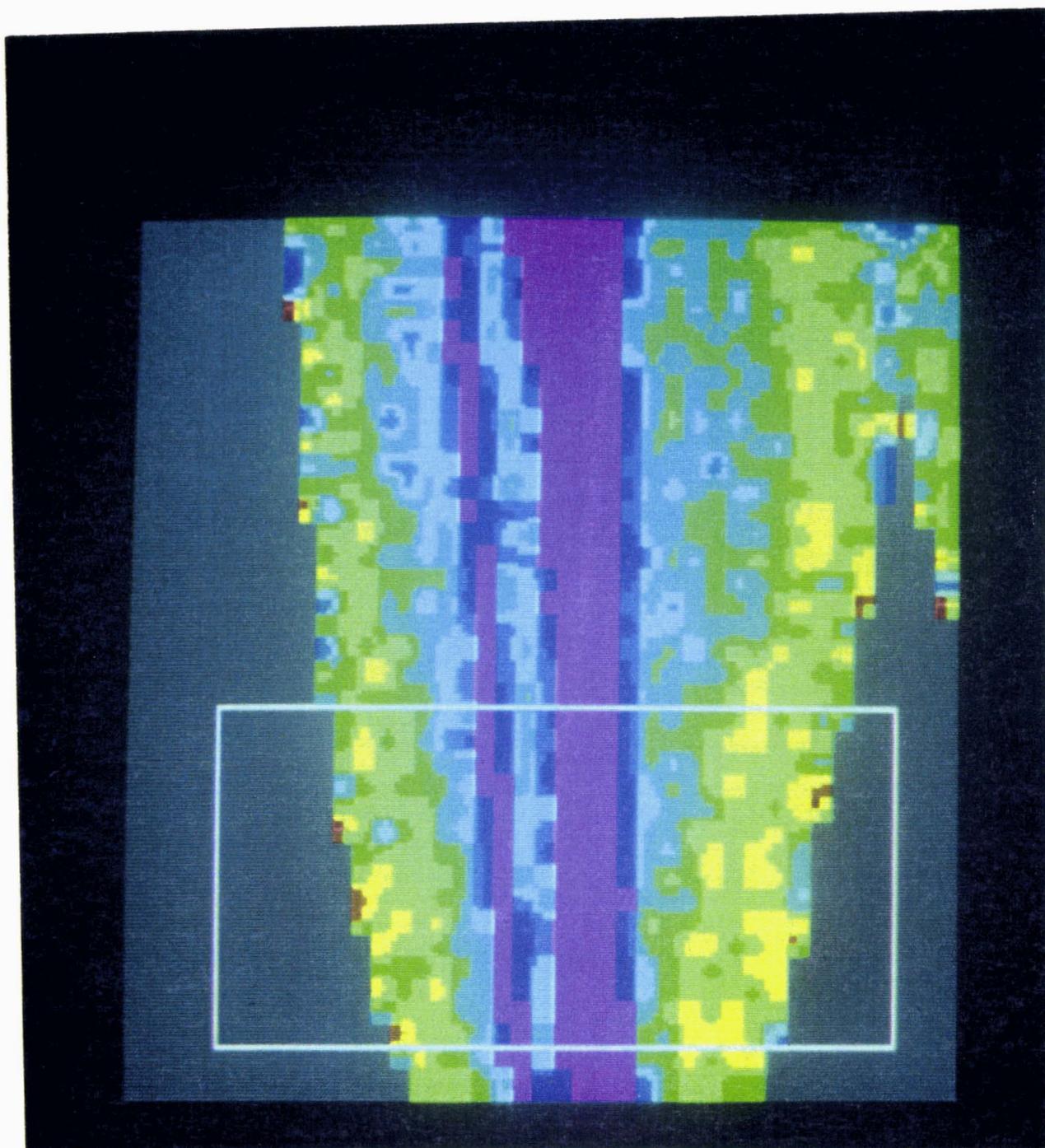
Une procédure réalise les profils de projections verticale et horizontale et permet de visualiser ainsi les éventuelles variations du pourcentage de graisse dans la région indiquée par l'utilisateur .

4.3.3.4 Ergonomie d'utilisation

Les procédures de délimitation de ROIs sont calquées sur celles de l'ostéodensitométrie. L'utilisation en est encore plus simple car il n'y a pas lieu ici de soustraire une ligne de base ni d'avoir une segmentation fine automatique.

La création des ROIs est réalisée comme dans le cas de la densitométrie osseuse par la méthode de déplacement d'un curseur . Il n'est pas nécessaire ici d'élaborer un algorithme permettant d'affiner les ROIs, la surface n'ayant pas besoin d'être déterminée avec autant de précision.

figure 4-15: image de densitométrie graisseuse d'un mollet



D'autres informations sont toutefois utiles, comme le profil de répartition du pourcentage de graisse selon les deux directions verticale et horizontale.

Procédé:

*1) détermination de l'histogramme des niveaux de gris du ROI
représentatifs des pourcentages de graisse pixel par pixel*

2) détermination des profils horizontal et vertical de la proportion de graisse

4.3.4 mesure mixte

Comme nous le verrons, il est potentiellement intéressant d'évaluer la teneur en graisse d'une zone de tissu mou située à proximité immédiate d'une pièce osseuse dont on quantifie le contenu minéral osseux .

Un logiciel permet d'obtenir, outre le calcul et la visualisation de la densité osseuse, le calcul et la visualisation sur la même image de la graisse juxta-osseuse.

4.3.4.1 Etude théorique de l'influence de la teneur en graisse des tissus mous sur la justesse des calculs de contenu minéral osseux

Pour pouvoir déterminer la quantité d'os (en gramme d'hydroxyapatite) par absorptiométrie biphotonique il est nécessaire de ne définir que deux tissus: l'os et un tissu "mou", en réalité mélange lui-même de deux tissus: un tissu maigre essentiellement hydrique et de la graisse.

Ne disposant que de deux énergies, nous ne pouvons résoudre que deux équations à deux inconnues.

Que se passe-t-il dans le calcul du contenu minéral osseux lorsque, pour un flux photonique constant et une épaisseur constante de tissu mou, la proportion de graisse varie ?

soit F le flux de photons détecté après traversée d'un matériau

F_0 le flux de photons à vide

μ_1 le coefficient d'atténuation de l'os

x_1 la quantité d'os calculée avant, x'_1 la quantité d'os calculée après modification de la proportion de graisse dans le tissu mou.

μ_2 le coefficient d'atténuation de la graisse

x_2 la quantité de graisse avant, x'_2 la quantité de graisse après variation.

μ_3 le coefficient d'atténuation du tissu maigre

x_3 la quantité du tissu maigre avant, x'_3 la quantité du tissu maigre après variation.

h l'épaisseur constante de tissu mou:

$$h = x_2 + x_3 = x'_2 + x'_3$$

p la variation de la proportion de graisse.

(exemple : $p = +0.05$ $p > 0 \implies$ augmentation du pourcentage de graisse de 5%)

L'équation peut s'écrire:

$$F = F_0 e^{-\mu_1 x_1} e^{-\mu_2 x_2} e^{-\mu_3 x_3} = F_0 e^{-\mu_1 x'_1} e^{-\mu_2 x'_2} e^{-\mu_3 x'_3}$$

On cherche à déterminer la variation de x_1 en x'_1

on peut écrire $x_2 = y_2 h$ et $x_3 = y_3 h$

avec $y_3 = 1 - y_2$ y_2 : fraction grasse, y_3 fraction hydrique

et donc $x'_2 = (y_2 + p) h$ et $x'_3 = (y_3 - p) h$

l'équation devient

$$F_0 e^{-\mu_1 x_1} e^{-h\mu_2 y_2} e^{-h\mu_3 y_3} = F_0 e^{-\mu_1 x'_1} e^{-h\mu_2 (y_2 + p)} e^{-h\mu_3 (y_3 - p)}$$

d'où

$$\mu_1 x_1 + y_2 h \mu_2 + y_3 h \mu_3 = \mu_1 x'_1 + (y_2 + p) h \mu_2 + (y_3 - p) h \mu_3$$

soit en résolvant:

$$x_1 - x'_1 = (p h (\mu_2 - \mu_3)) / \mu_1$$

En utilisant les coefficients d'atténuation déterminés expérimentalement pour l'eau (tissu maigre) la graisse et l'hydroxyapatite, on fait la constatation suivante:

Pour une épaisseur moyenne de tissu mou de 16 cm et une densité minérale osseuse moyenne de 0.6 g d'HA/cm², une augmentation du pourcentage absolu de graisse de 25% à 30% (soit $p = +5\%$) engendre une diminution relative du résultat de la DMO d'environ 8% !

Il est donc important d'évaluer la teneur en graisse du tissu mou situé au-dessus et au-dessous de l'os pour obtenir des résultats reproductibles et fiables.

Remarque:

La prise en compte par l'algorithme de densitométrie osseuse de la variation du pourcentage de graisse des tissus mous n'a, à notre connaissance, jamais été encore publié.

4.3.4.2 Ergonomie de la densitométrie mixte

Notre option est ici d'offrir à l'utilisateur un maximum d'informations sur une page-écran (figure 4-17).

4.3.4.3 Principe

La lecture des valeurs brutes d'acquisition (valeurs en 100 et 44 KeV) se fait de manière séquentielle.

De ces valeurs de chaque pixel sont calculées:

- a) la densité osseuse
- b) l'épaisseur de tissus non gras
- c) l'épaisseur de tissus gras

De la même manière qu'en densitométrie osseuse, le calcul de la densité minérale osseuse se fait pixel par pixel lors du transfert des données en RAM (lecture du fichier). Le résultat de ce calcul est stocké dans une matrice.

A partir des données brutes (valeurs de comptage) on calcule de la même manière qu'en lipodensitométrie les épaisseurs de graisse et d'eau. Le résultat de ce calcul correspond à une matrice d'épaisseur 2.

La première partie du traitement: affichage de la matrice de densité osseuse, ajustement de la ligne de base par soustraction du plan de régression linéaire, création de ROIs, est faite de la même manière qu'en densitométrie osseuse.

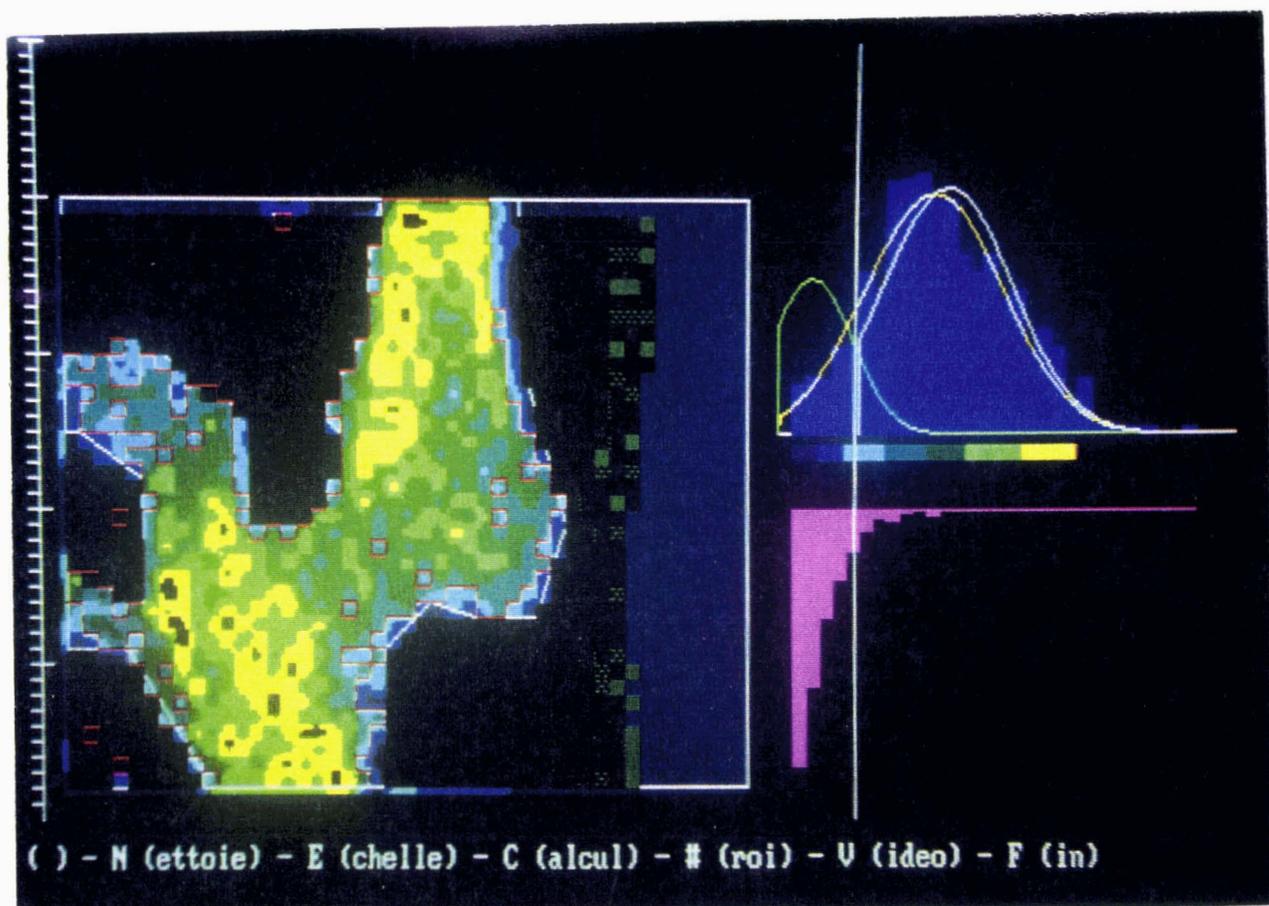


figure 4-17 image mixte

Il se crée alors sur l'écran une image (noir et blanc ou couleur) de densitométrie osseuse. Elle représente simultanément la densité osseuse dans le ROI d'os et le pourcentage de graisse dans le ROI de tissu mou. Deux échelles différentes de couleurs ou de niveaux de gris ont été choisies pour cette représentation.

L'utilisateur définit des régions d'intérêt de la même manière qu'il le fait en densitométrie osseuse classique.

Dès qu'il a validé son choix, s'affiche dans la zone de tissu mou voisine de celle choisie pour le calcul de la densité osseuse, l'image de la répartition adipeuse grâce à une échelle de densité de points de couleur verte. (figure 4-18)

4.3.4.4 Evaluation de la proportion de graisse

Lors de la soustraction du ROI d'exclusion, le logiciel appelle les valeurs correspondantes de la matrice de graisse, calcule le pourcentage de graisse des pixels (de tissu mou) et affiche une représentation couleur de ce pourcentage.

Le calcul du pourcentage de graisse de la totalité du ROI est réalisé en pondérant la valeur de chaque pixel par son épaisseur.

4.3.4.5 Contrôle de la segmentation

Comme en ostéodensitométrie l'algorithme de segmentation semi-automatique est appliqué. L'utilisateur délimite donc deux ROIs : un ROI englobant la zone osseuse à mesurer (ROI a), un ROI incluant le précédent sans ajout de zone osseuse (ROI b) et l'algorithme trouve automatiquement le ROI de tissu mou (ROI c) dans lequel il calcule le pourcentage de graisse.

4.3.4.6 Les histogrammes:

L'ensemble des procédures développées pour la densitométrie osseuse et graisseuse est appliqué. Les différents histogrammes s'affichent avec des couleurs différentes. On visualise donc simultanément (figure 4-19):

- l'histogramme de niveau de gris de la minéralisation osseuse du ROI a (1)
- l'histogramme de niveau de gris de la minéralisation fictive du ROI c (utilisé pour le contrôle de la segmentation) (2).
- le profil horizontal H (3) de la répartition du pourcentage de graisse dans le ROI c:

$$H(i) = \sum_j g(i,j) / N_j$$

avec $g(i,j)$ pourcentage de graisse du pixel (i,j) et N_j nombre de pixels dans la colonne j .

On peut remarquer que ce profil présente une lacune centrale représentant la zone osseuse pour des régions d'intérêt classiques (3).

Si $CMO(x(i,j)) > a$ alors $g(i,j)$ non défini ($x(i,j)$ est dans le tissu mou).
 et donc si, pour un j donné, $CMO(x(i,j)) > a$ alors $H(i)$ est non défini.
 avec $CMO(x(i,j))$ le contenu minéral osseux du pixel repéré par i,j et a un nombre légèrement supérieur à zéro représentant le seuil osseux.

- le profil vertical V de la répartition du pourcentage de graisse du ROI c .

$$V(j) = \sum_i g(i,j) / N_i$$

avec $g(i,j)$ pourcentage de graisse du pixel (i,j) et N_i nombre de pixels dont le pourcentage de graisse est calculable dans la ligne i . On remarque que, ici, il n'y a pas de lacune centrale (4).

Le modèle permettant l'extrapolation de la superposition adipeuse au niveau de l'os est également tracé (courbe 5).

4.3.4.7 Représentation du modèle de variation du pourcentage de graisse.

Evaluation de la graisse supra et infra osseuse par modélisation .

Comme nous l'avons vu, il est intéressant d'évaluer la graisse située au-dessus et au-dessous de l'os . Cette zone ne peut pas être directement mesurée (Nous ne disposons que de 2 énergies pour trouver 3 inconnues).

Nous proposons un algorithme simple de modélisation linéaire de manière à rendre compte du pourcentage de graisse dans cette zone en extrapolant les variations observées sur les bords de cette zone.

Nous disposons des valeurs de pourcentage de graisse à droite et à gauche de cette zone.

Les variations de ces pourcentages sont modélisées par les coefficients directeurs des droites de régression. La variation dans la zone de superposition osseuse est extrapolée par le coefficient directeur moyen. Cette modélisation a été validée par l'imagerie RMN (Cf chapitre 5)

Le modèle calculé est alors tracé en superposition de l'histogramme de profil horizontal sous forme d'une courbe (figure 4-19 (5)).

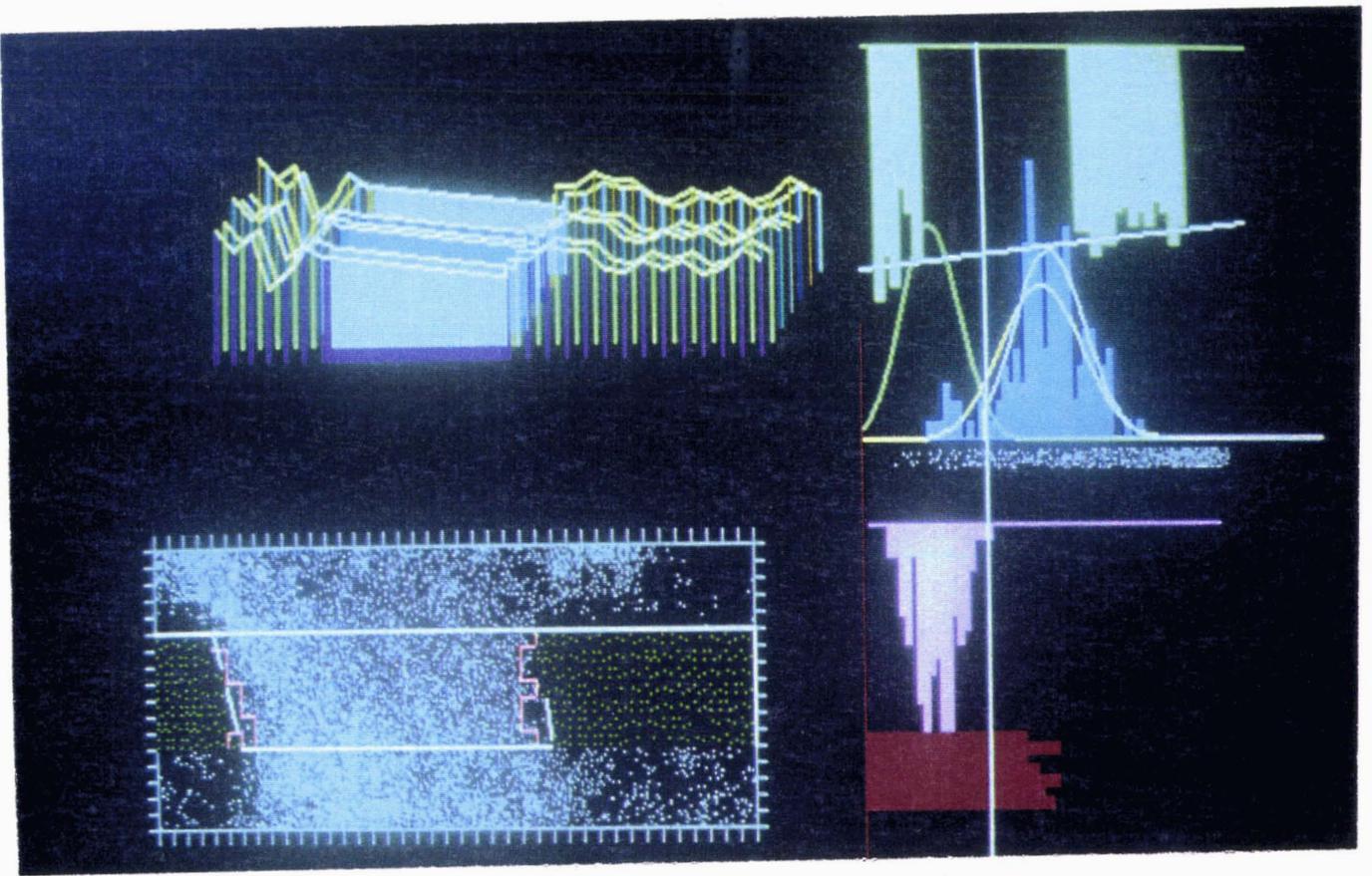
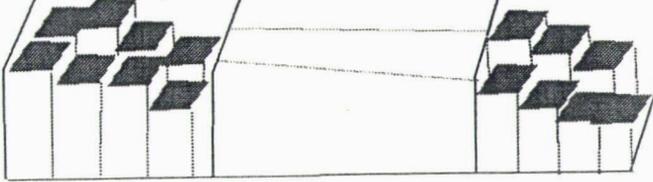
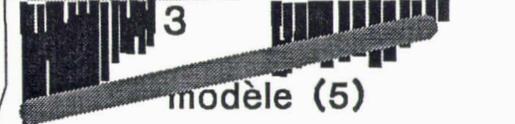


figure 4-18 image mixte du col fémoral

représentation en perspective
du pourcentage de graisse

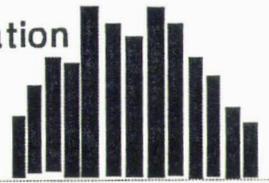


profil horizontal de graisse



minéralisation

ROI a
(1)



(2)

minéralisation
fictive ROI c



profil vertical
de graisse

(4)

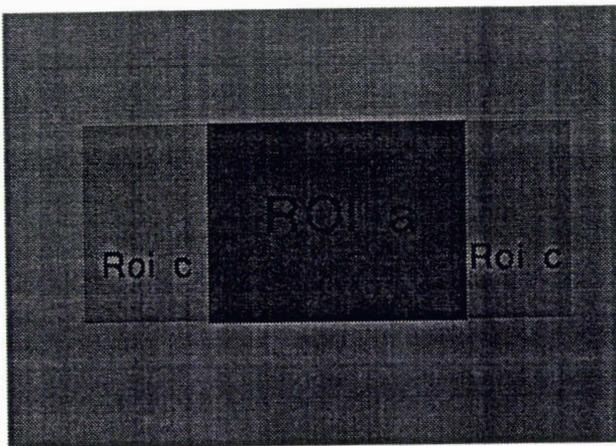


figure 4-19 Schéma explicatif des informations visualisées simultanément

4.3.4.8 Modélisation pseudo-tridimensionnelle du pourcentage de graisse

Afin de rendre compte au mieux de l'adéquation du modèle appliqué, on trace la représentation en perspective cavalière du pourcentage de graisse dans la zone où il peut être calculé et dans une autre couleur sa modélisation dans la zone où il est interpolé.

Pour cela la valeur de graisse est recalculée par la moyenne géométrique de ses deux projections sous la forme:

$$M(i,j) = \sqrt{ (H(i) V(j)) }$$

pour la zone calculable où H et V sont respectivement la valeur du profil horizontal et vertical de la projection considérée.

et

$$M(i,j) = \sqrt{ (H_e(i) V(j)) }$$

pour l'évaluation en regard de l'os

avec H_e : valeur calculée à partir de la modélisation linéaire (Cf supra).

La représentation en perspective cavalière donne:

- dans l'axe horizontal i (position horizontale)
- dans l'axe vertical M (pourcentage de graisse)
- dans l'axe oblique j (position verticale).

4.3.4.9 Modulation du calcul de densité osseuse par la variation de pourcentage de graisse

Le calcul du contenu minéral osseux est finalement modulé selon l'algorithme explicité précédemment (4.3.4.1) par le pourcentage de graisse des tissus mous. Ce dernier est calculé pixel par pixel par l'extrapolation linéaire expliquée ci-avant (4.3.4.7).

4.4 Amélioration de la définition de l'image

L'image transférée au système de traitement a la même définition que lors de son acquisition, la taille des pixels représentés sur l'écran est indépendante de la taille des pixels déterminés par le balayage et est constante. Ce sont des pixels carrés. Leur couleur, déterminée par une échelle, est proportionnelle au $f(x)$ calculé (CMO pour la densitométrie osseuse, pourcentage de graisse pour la lipodensitométrie).

L'image ainsi obtenue est assez grossière et parfois surprenante pour les médecins habitués aux images de haute définition.

Nous avons donc proposé des algorithmes d'augmentation de la définition a posteriori.

L'utilisateur a donc le choix pour un même examen entre trois représentations : Noir et blanc basse définition (identique à la matrice d'acquisition), couleur haute définition, noir et blanc haute définition.

En ce qui concerne l'image couleur, à chaque valeur de pixel, correspond une couleur déterminée par sa position dans une échelle standard allant du bleu au blanc.

En ce qui concerne l'image noir et blanc, nous avons adopté une fonction de codage spatiale explicitée au 4.4.2.

4.4.1 Représentation couleur

4.4.1.1 Principe

Le but est de découper le pixel originel (appelé dorénavant mégapixel) en 16 petits pixels. A chacun de ces petits pixels est affectée une nouvelle couleur. Cette couleur représente une valeur calculée tenant compte à la fois de la valeur du mégapixel et de ses voisins. La taille de la matrice de représentation est ainsi multipliée par 16.

Soit à calculer la valeur d'un petit pixel. La méthode consiste à attribuer un poids aux 4 mégapixels immédiatement voisins en fonction inverse de la distance qui les sépare du petit pixel calculé.

De plus, le poids du méga-pixel incluant le petit pixel ne peut pas être inférieur à la moitié de sa valeur calculée.

4.4.1.2 Mise en oeuvre

Soit un megapixel directement issu du processus d'acquisition, il est repéré par ses coordonnées cartésiennes i et j . Il est composé de 16 petits pixels inclus, de coordonnées internes k et l . (figure 4-20)

Par rapport à l'origine du balayage d'acquisition, un petit pixel est repéré par $(4i+k, 4j+l)$.

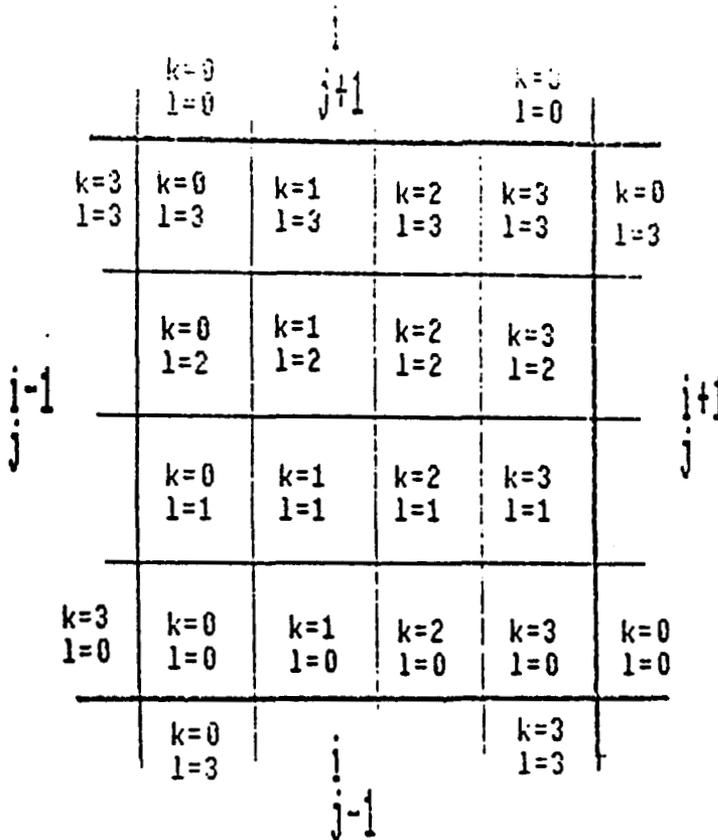


figure 4-20 numérotation des pixels de "haute définition"

Selon le principe énoncé ci-dessus, la valeur du pixel (k,l) permettant l'affichage de la couleur, est donnée par la formule:

$$P_{k,l} = a P_{i,j} + b P_{i-1,j} + c P_{i+1,j} + d P_{i,j-1} + e P_{i,j+1}$$

$$\text{avec } b = 1/8 \text{ Sup}((2-k), (k-3))$$

$$c = 1/8 \text{ Sup}((k-1), (-k))$$

$$d=1/8 \text{ Sup}((2-1), (1-3))$$

$$e=1/8 \text{ Sup}((1-1), (-1))$$

et

$$a=[\text{Sup}((2-k), (k-3)) + \text{Sup}((k-1), (-k)) + \\ \text{Sup}((2-1), (1-3)) + \text{Sup}((1-1), (-1))]$$

$$\text{Avec } 0 \leq b, c, d, e \leq 1/4$$

$$1/2 \leq a \leq 3/4$$

$$\text{et } 0 \leq k, l < 4$$

Les quatre coefficients b,c,d,e pondèrent l'influence des megapixels voisins en fonction de leur éloignement. Ils varient entre 1/4 si le petit pixel touche par un côté un mégapixel frontière et 0 s'il est éloigné d'une distance supérieure ou égale à 1/2 megapixel.

Les effets de bords sont pris en compte en adoptant les initialisations suivantes:

$$P_{0,j} = P_{1,j}$$

$$P_{i,0} = P_{i,1}$$

$$P_{n+1,j} = P_{n,j}$$

$$P_{i,p+1} = P_{i,p}$$

L'amélioration de l'image ainsi obtenue par rapport à l'image d'origine est spectaculaire, les figures 4-21 et 4-22 illustrent les résultats obtenus par cette méthode. Elle permet de reconnaître des structures anatomiques en densitométrie osseuse telles les apophyses transverses vertébrales qui passent le plus souvent inaperçues dans les carrés géométriques de l'image brute. En lipodensitométrie les images couleurs obtenues sont de bonne qualité, deux couleurs conventionnelles (gris et violet) sont attribuées aux zones non mesurées (extérieur et os) (Cf figure 4-15).

4.4.2 Représentation noir et blanc

Comme nous l'avons vu, la représentation noir et blanc brute telle qu'elle est calculée par les algorithmes de densitométrie osseuse ou de lipodensitométrie fait apparaître des pavés assez grossiers (figure 4-21).

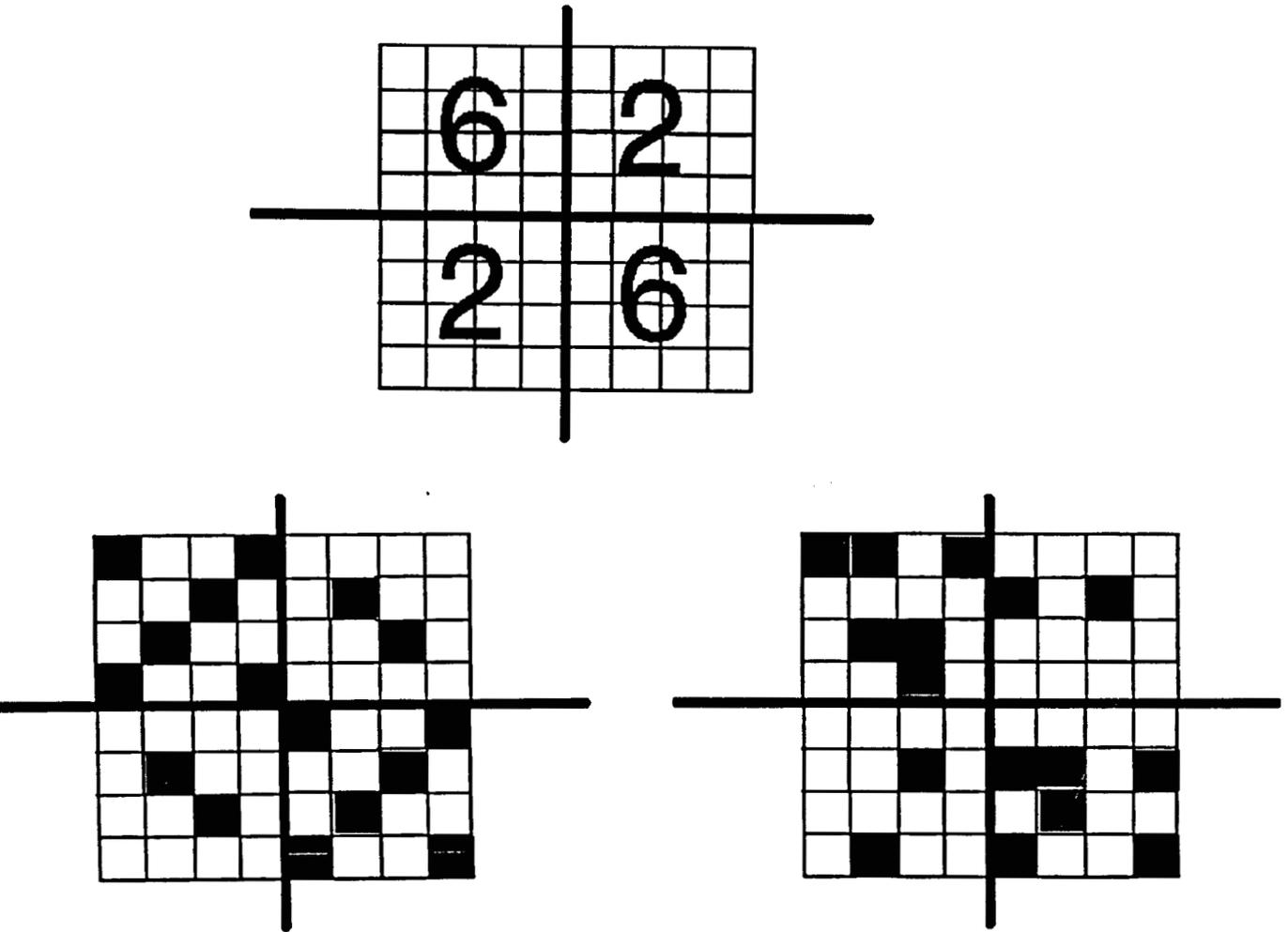


figure 4-24: Valeurs de quatre pixels et distribution des points lumineux dans la matrice noir et blanc avant et après fonctionnement de l'algorithme "d'amélioration" de la définition

Il est apparu utile d'améliorer la définition spatiale de l'image noir et blanc à l'aide d'une méthode différente de celle utilisée pour la représentation couleur, le niveau de gris ne peut être alors représenté que par une densité de points identiquement lumineux. En effet, il n'est pas possible d'utiliser un codage simple comme dans le cas de l'image couleur, la palette de nuances de gris disponible n'étant pas suffisante pour visualiser correctement l'ensemble des valeurs. Nous avons donc adopté une fonction de codage spatial qui, à une valeur donnée de pixel, fait correspondre un certain nombre de points identiquement lumineux dans la surface représentant le pixel.

La densité des points traduit le niveau de gris. Dans la surface représentant le pixel, plus le nombre de points lumineux est grand, plus la valeur du pixel est élevée. Cette valeur représente soit une densité osseuse soit un pourcentage de graisse, selon qu'on que l'on traite un type d'examen ou l'autre. Une procédure aléatoire est ensuite utilisée pour modifier la position des points dans le pavé.

Cette redistribution supprime l'effet de pavé de l'image brute tout en conservant la totalité de l'information initiale.

Principe général de l'amélioration de la représentation:

Chaque pixel est représenté par un niveau de gris issu du calcul.

Ce niveau de gris est figuré par une densité de points dans un pavé géométrique . La figure 4-23 donne une illustration de l'amélioration obtenue.

Pour un niveau de gris donné, la quantité de points présents dans le pavé est fixe quelle que soit la position du pavé dans l'image.

La position de chacun des points dans le pavé est déterminée par une fonction aléatoire. (figure 4-24)

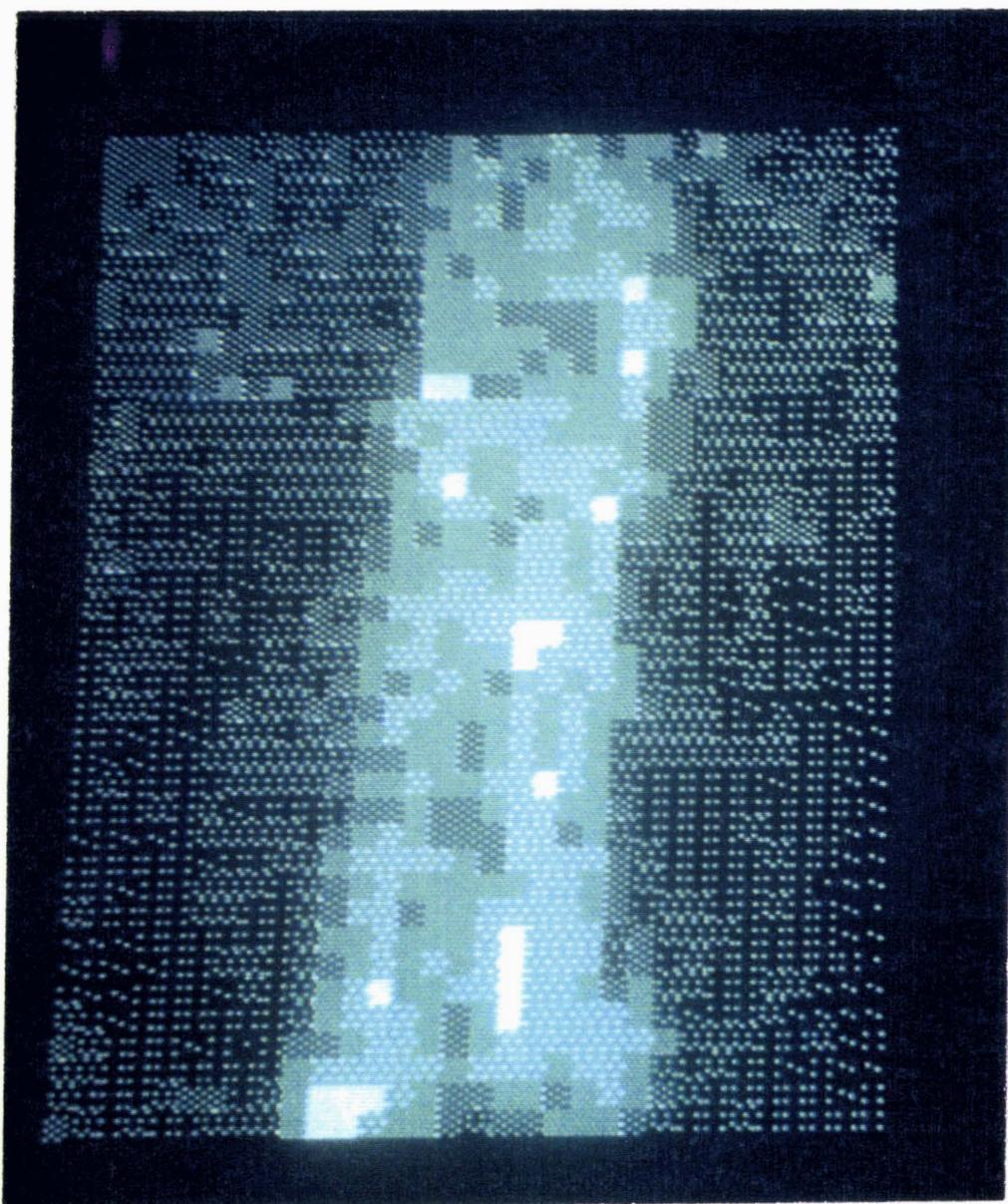


figure 4-21 image brute (rachis lombaire)

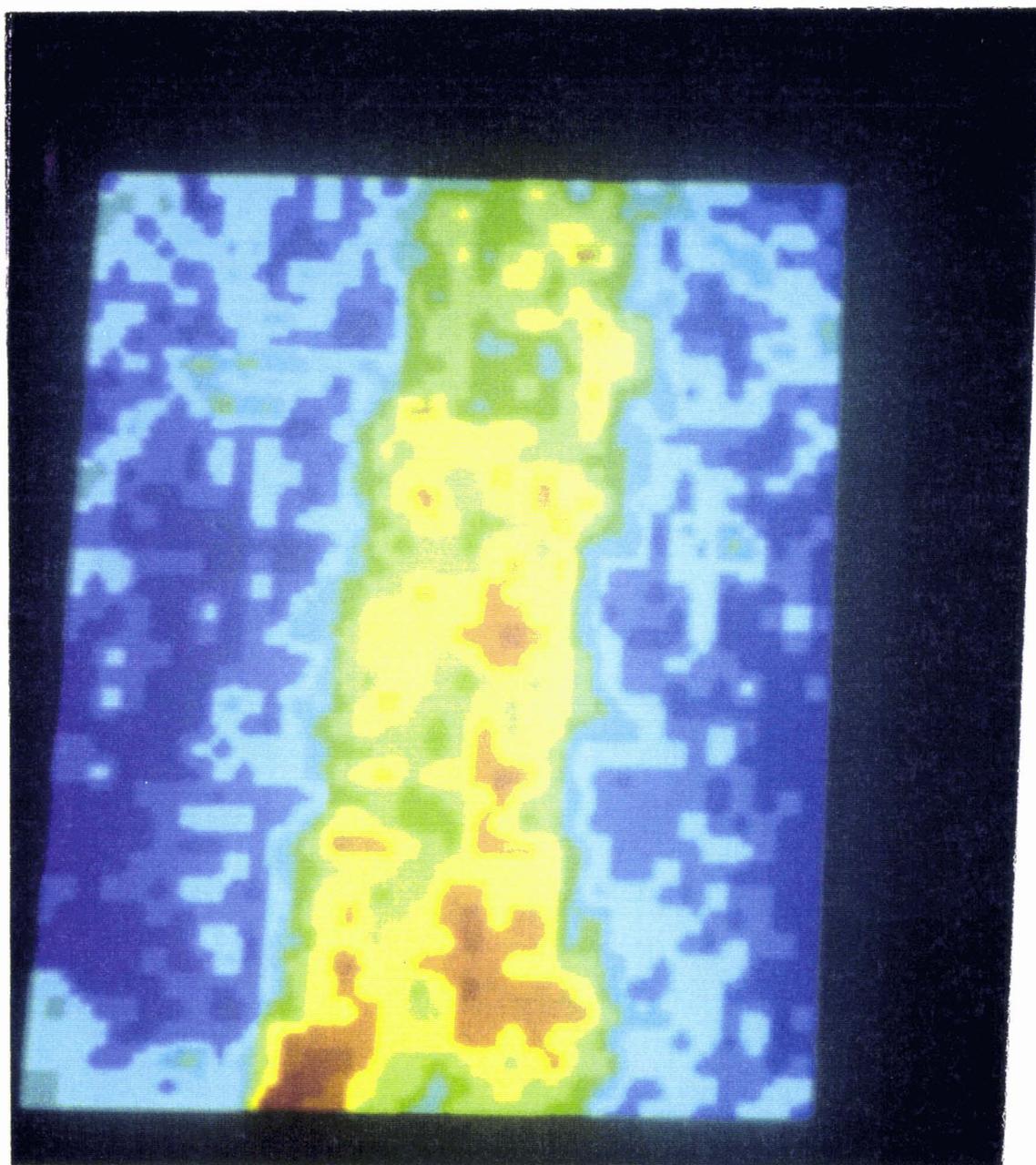


figure 4-22 image couleur

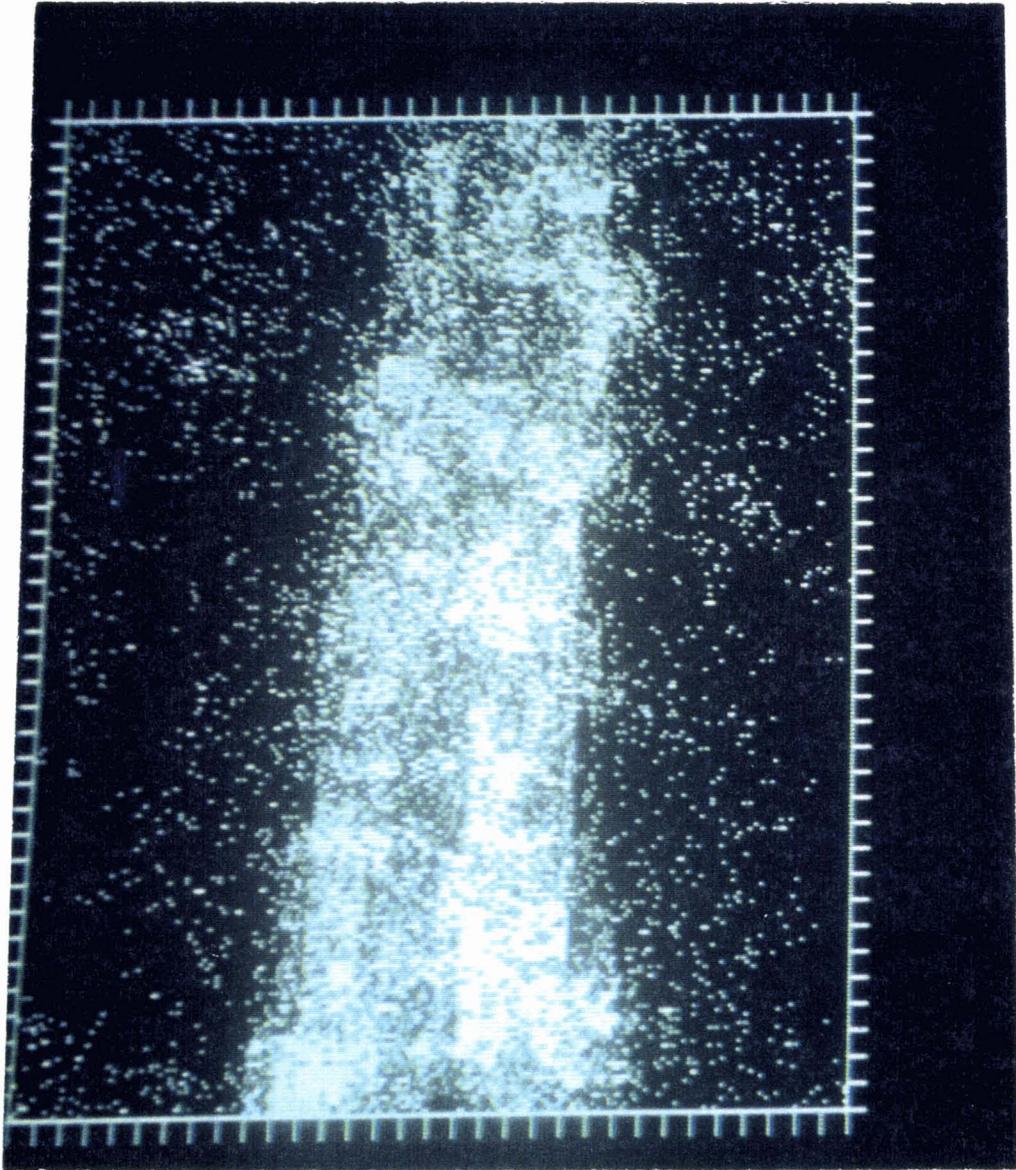


figure 4-23 image NB améliorée

soit a un niveau de gris

$d(a)$ densité de points représentative de a

$f(d(a))$ la fonction de dispersion de ces points dans le pixel

$a_{x,y}$ le niveau de gris d'un pixel (x,y)

$a_{z,t}$ le niveau de gris d'un pixel (z,t)

$$a_{x,y} = a_{z,t} \implies d(a_{x,y}) = d(a_{z,t})$$

$$d(a_{x,y}) = d(a_{z,t}) \implies f(d(a_{x,y})) \neq f(d(a_{z,t}))$$

Cet algorithme permet d'améliorer le rendu de l'image en supprimant l'effet de "pavé" de l'image brute, tout en conservant la totalité de l'information contenue.

4.4.3 Fonction de réglage du contraste

La mise en évidence de structures anatomiques est indispensable, surtout en densitométrie osseuse, pour définir avec précision les zones de calcul. L'opérateur doit donc pouvoir régler facilement les contrastes de son image afin d'optimiser la représentation.

Pour cela nous proposons un algorithme de composition à base d'une fonction gamma de la famille des tangentes hyperboliques (figure 4-25).

soit:

$f(h,b,x,y)$: la fonction résultat obtenue à partir du calcul (du contenu minéral osseux ou du pourcentage de graisse) des intensités des deux énergies (h et b) pour un pixel donné (repéré par x et y)

Afin d'améliorer la représentation, nous appliquons à f une transformation non linéaire et bijective telle que:

$$g(f) = C(f) \cdot f$$

Le coefficient $C(f)$ (de réglage) est évalué par la fonction suivante:

$$C(f) = \text{hhyp th} (\text{vhyp} (K.f - \text{dhyp}))$$

avec K constante.

et th: tangente hyperbolique

$$\text{telle que: } \text{th}(a) = \frac{e^{2a} - 1}{e^{2a} + 1}$$

et hhyp, vhyp, dhyp les trois coefficients déterminés par l'utilisateur et qui permettent à celui-ci de faire varier les rapports d'échelle entre les représentation noir et blanc ou couleur des pixels.

- hhyp : coefficient de "hauteur", il permet d'accentuer le contraste de l'image.
- vhyp : coefficient de vitesse d'ascension, il permet d'obtenir un effet de seuillage contrasté.
- dhyp : coefficient de décalage de contraste, il permet de modifier l'échelle de contraste.

Il est à noter que les fonctions f et g sont toutes deux croissantes et donc que:

$$\frac{\delta f}{\delta g} > 0$$

C tel que MAX_f correspond à MAX_g et MIN_f correspond à MIN_g

La fonction de réglage C(f) permet de modifier la représentation de f(x,y)

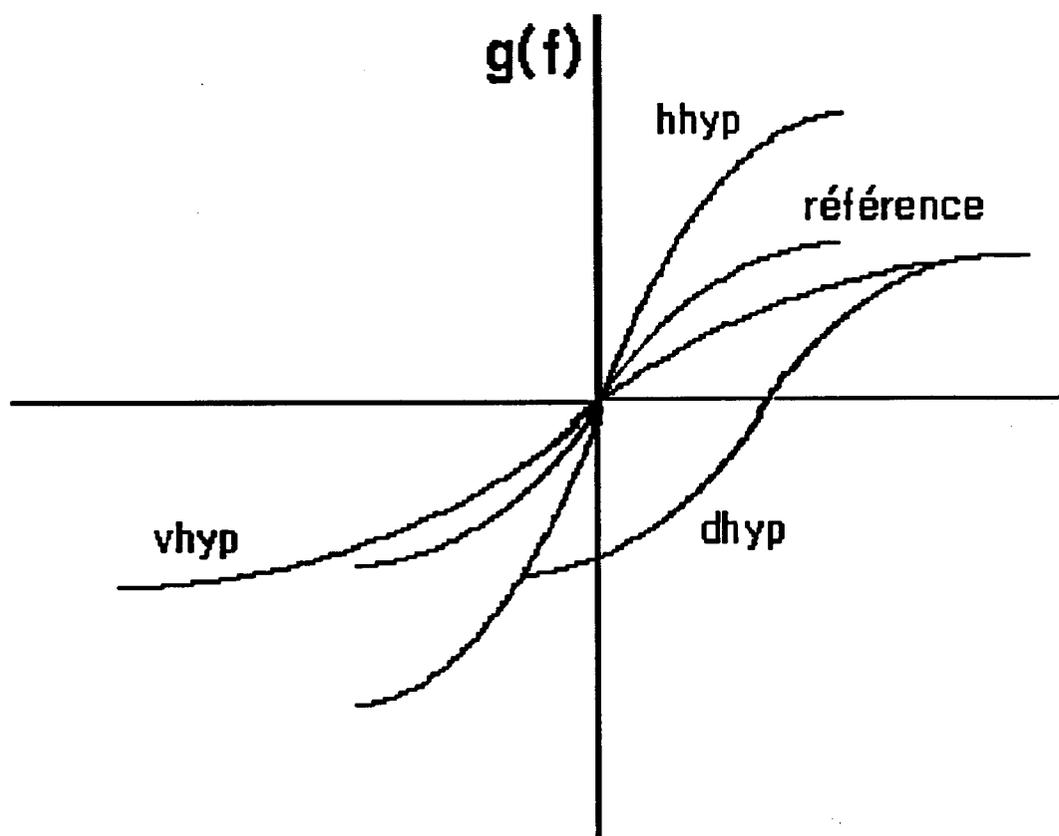


figure 4-25 fonctions de réglage de contraste

4.5 Conclusion

Le transfert au logiciel de traitement de données "brutes" acquises par l'absorptiomètre bi-photonique permet une grande souplesse dans les calculs. On peut ainsi réaliser outre la densitométrie osseuse classique, une mesure du pourcentage de graisse et surtout une mesure mixte. Grâce à ce logiciel de mesure mixte, il est possible de corriger la mesure de densité osseuse par la variation du pourcentage de graisse des tissus mous situés dans la même région anatomique. L'application de cette correction introduit une amélioration non négligeable de la précision de la mesure, comme nous le verrons dans la troisième partie.

Les algorithmes de visualisation de l'image, d'amélioration de la définition de celle-ci et de réglage de contraste offrent de nombreuses possibilités à l'utilisateur.

La possibilité d'appréhender sur un écran la totalité des informations disponibles non seulement sous forme d'images mais également grâce à des histogrammes et à une modélisation en perspective est particulièrement ergonomique.

Le chapitre suivant montre des exemples d'acquisition de traitement et de résultats réalisés avec ces logiciels sur des fantômes, des témoins et des patients.

TROISIEME PARTIE
PROCEDURES CLINIQUES ET RESULTATS

CHAPITRE V

Cette partie est consacrée aux différents tests réalisés sur le prototype afin d'en mettre en évidence la conformité et la reproductibilité. Ces résultats seront comparés à ceux obtenus avec d'autres machines. Nous aborderons ensuite la définition des séquences d'examens types et les procédures cliniques utilisées en routine.

5.1 Fantomes, solutions tests et témoins

5.1.1 Fantômes

* Pour tester la validité de la mesure du DMO par notre prototype, nous utilisons différents fantômes plongés dans un bac parallélépipédique de 220 mm sur 200 mm en plexiglas de 8 mm d'épaisseur rempli d'eau distillée sur une épaisseur de 160 mm.

* La conformité de la mesure est établie sur des pastilles en céramiques denses, à base d'hydroxyapatite, pressées avec un liant organique et frittées à 1250°C dont la pureté a été contrôlée en spectrométrie (BIOLAND Biomatériaux).

* La résolution est évaluée sur de minces feuilles de cuivre d'épaisseurs constantes (0,05 mm) et de largeurs variables (2.5 mm à 0.25 mm), incluses dans un bloc de plastique.

* Une mesure de linéarité est obtenue sur un fantôme en marches d'escalier composé de 6 minces feuilles de cuivre d'épaisseurs croissantes de 0,05 mm à 0,3 mm.

* La reproductibilité de la méthode est vérifiée sur notre appareil par 31 mesures sur les 6 zones du même fantôme.

* L'optimisation de la vitesse de balayage est jugée par des acquisitions sur un barreau creux d'aluminium de 35 mm de diamètre et de 5 mm d'épaisseur, ainsi que par des examens effectués sur des sujets témoins.

* La précision de la mesure du pourcentage de graisse des tissus mous est testée sur 14 mélanges différents d'eau et d'huile de tournesol. Les proportions de graisse varient de 10 à 53% et les épaisseurs des mélanges sont comprises entre 100 et 200 mm. La reproductibilité est jugée sur cinq mesures successives sur chacun des mélanges.

* La mesure de l'influence de la variation du pourcentage de graisse des tissus mous sur la mesure de minéralisation osseuse est réalisée sur le barreau d'aluminium plongé dans des mélanges eau/huile de tournesol auxquels sont superposées ou non des épaisseurs d'huile de co-
prah de 10 et 16 mm.

5.1.2 Témoins

Nous avons mesuré avec notre prototype, le pourcentage de graisse dans la région du col fémoral droit de 10 témoins adultes. La zone de mesure correspond à 5 cm de part et d'autre du col fémoral (figure 5-1). L'angle de mesure est de 52° par rapport à la diaphyse fémorale et environ 90° par rapport à l'axe du col. La densité minérale osseuse du col fémoral a été mesurée simultanément, la ligne de base des tissus mous étant calculée et prise en compte ligne par ligne selon la méthode décrite au chapitre 3. Cette mesure de densité minérale osseuse est ensuite corrigée pixel par pixel par l'application d'une matrice de correction déterminée à partir de valeurs de pourcentages de graisse du tissu mou .

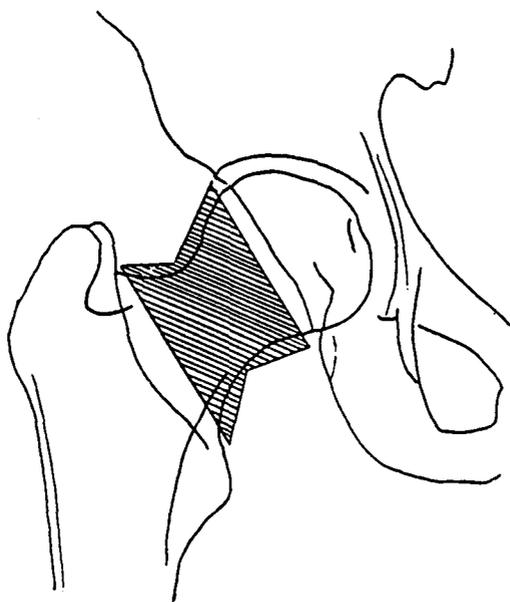


figure 5-1 zone de mesure chez les 10 témoins

5.1.3 Comparaisons

Les performances d'ostéodensitométrie ont été comparées à d'autres absorptiomètres: monodétecteur à source de ^{153}Gd (Novo Lab 22a), mono détecteur rayons X (Hologic QDR 1000) et multi détecteurs rayons X (Sophos XRA).

Nous avons également utilisé un imageur IRMN (MR-MAX GE/CGR 0.5 T) en mesurant par planimétrie le pourcentage de graisse dans la région du col fémoral chez nos 10 témoins adultes des deux sexes. Des coupes de la cuisse orthogonales au col fémoral sont réalisées (figure 5-2). L'angle de coupe par rapport à la diaphyse fémorale est celui du balayage d'absorptiométrie biphotonique.



figure 5-2 image IRMN

Les données sont transmises à un logiciel de traitement d'images qui chiffre la quantité de graisse dans la coupe par comptage des pixels dont l'intensité de signal supérieure ou égale à celle de la graisse sous-cutanée fait reconnaître comme appartenant à la graisse. La proportion de graisse est donnée par le rapport: pixels de graisse / totalité des pixels .

5.2 RESULTATS

5.2.1 Conformité de la mesure

L'acquisition des pastilles d'hydroxyapatite donne une valeur de densité minérale osseuse (DMO) présentées dans le tableau 5-3 ci-dessous:

	valeur réelle (gcm^{-2})	mesurée (gcm^{-2})	erreur absolue (gcm^{-2})	relative %
prototype	1.0283	1.04	0.012	1.2
Sophos XRA		0.97	-0.058	-5.7
Novo lab22a		0.80	-0.238	-22.2

tableau 5-3: Valeurs réelles et mesurées de la densité minérale osseuse de pastilles d'hydroxyapatite pures

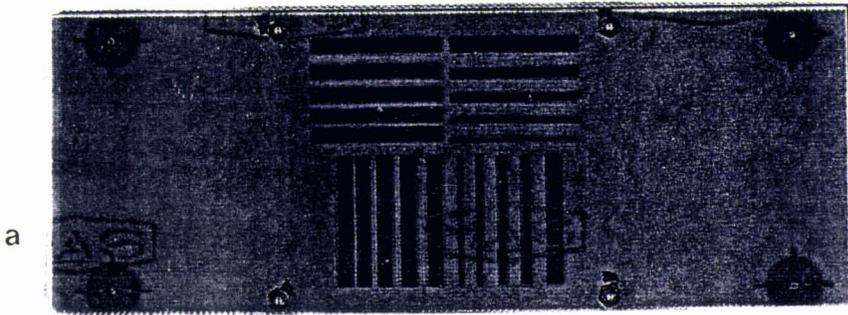
5.2.2 Résolution

L'acquisition du fantôme de résolution montre qu'il est possible de distinguer des détails de taille inférieure à 0.5 mm. La moins bonne définition spatiale des images obtenues avec d'autres appareillages (Novo lab22a, Sophos XRA, Hologic QDR1000) est indiquée sur le tableau 5-4 et est montrée à la figure 5-5. L'examen a été réalisé dans les mêmes conditions : superposition de 15 cm d'eau dans un bac en plexiglas (épaisseur 0,5 cm). Les vitesses d'acquisition sont celles utilisées par défaut par les appareils.

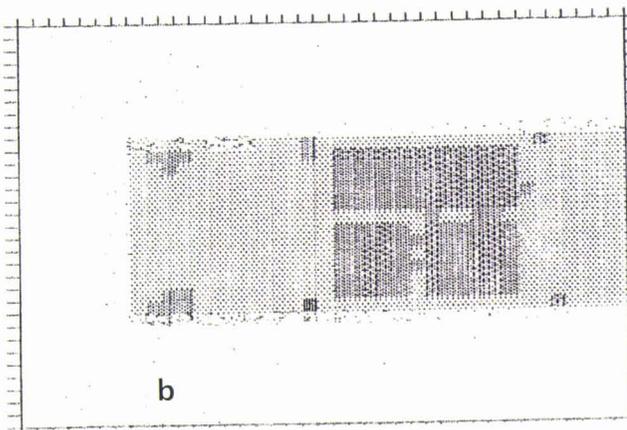
	largeur du trait (mm)					Intervalle entre deux lignes (mm)			
	3	2	1	0.5	0.25	3	2	1	0.5
Novo	+	-	-	-	-	+	-	-	-
QDR 1000	+	+	+	-	-	+	-	-	-
LXRA	+	+	+	-	-	+	+	+	-
Prototype	+	+	+	+	+	+	+	+	+

Tableau 5-4 : visualisation éventuelle (+) des détails du fantôme de résolution.

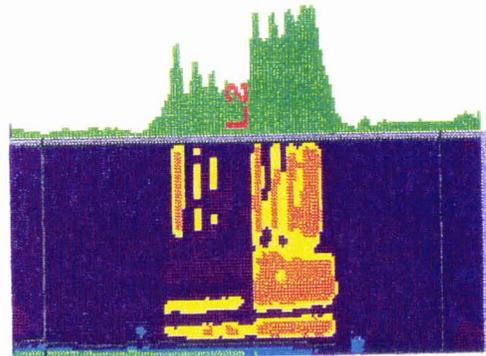
figure 5-5: image réelle d'un fantôme de résolution (a), image obtenue à l'aide du Novo lab 22a en 20 minutes (b), du Sophos XRA en 4 minutes (c), du Hologic 2000 en 5 minutes (d), du prototype en 7 minutes (e).



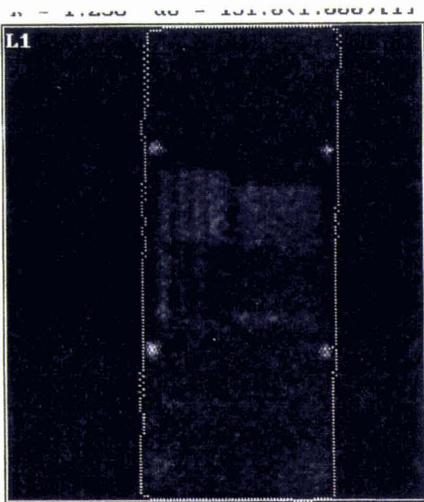
a



b

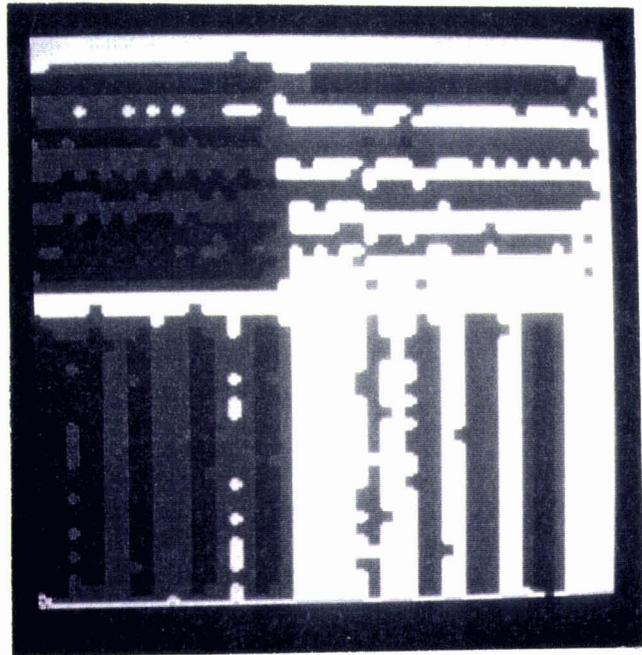


c



L1
129 x 152
Hologic QDR 1000 (S/N 318) LILLE
Lumbar Spine Version 4.10

d



e

5.2.3 Linéarité et reproductibilité

Les mesures de densité minérale osseuse (DMO) et leurs écart-types en grammes d'hydroxyapatite/cm², ainsi que le coefficient de variation (C.V.) correspondant sont donnés dans le tableau 5-6, en fonction des épaisseurs de cuivre traversées :

Epaisseur de Cu	0.3	0.25	0.20	0.15	0.10	0.05
DMO	1.25	1.06	0.87	0.69	0.51	0.33
Ecart-type	0.008	0.007	0.007	0.005	0.008	0.008
C.V.	0.66%	0.68%	0.81%	0.77%	1.63%	2.48%

Tableau 5-6: Mesures de densité minérale osseuse (DMO), écart-types des mesures en grammes d'hydroxyapatite/cm² et coefficients de variation (C.V.) en fonction des épaisseurs de cuivre traversées

La comparaison avec d'autres machines est donnée dans le tableau 5-7

	coefficient de corrélation	pente de la droite	erreur de DMO à l'origine
prototype	0.9999	0.18	0.14
Hologic QDR 1000	0.998	0.284	0.016
Novo lab22a	0.997	0.256	0.06

tableau 5-7: Comparaison des mesures de linéarités faites sur le fantôme cuivre marche d'escalier.

5.2.4 Optimisation du temps d'examen

Lors de la mesure sur le barreau d'aluminium, notre algorithme reconnaît 100% des pixels "os" et les balaie à vitesse lente. Chez un sujet témoin (adulte 30 ans - sexe masculin - 70 kg - 1,75 m), plus de 95% des pixels des zones osseuses sont reconnus et mesurés à vitesse lente tandis que 70% des pixels de tissu mou ou d'os externes sont mesurés à vitesse rapide. Le temps d'acquisition du rachis lombaire est ainsi de l'ordre de 5 mn pour un sujet normalement minéralisé et pour une source de ¹⁵³Gd de 29.6 10⁹Bq (800mCi) environ.

La durée de l'examen du rachis lombaire standard (L1,L2,L3) réalisé sur notre prototype avec une source de $3.7 \cdot 10^{10}$ Bq (1 Ci) a été comparée à celles d'autres appareils utilisant le ^{153}Gd ou les Rayons X, les résultats en sont données dans le tableau 5-8.

	prototype	Novo Lab-22a	SOPHOS XRA	Hologic QDR-1000
durée	3.8 mn	20 mn	4.3 mn	8 mn

tableau 5-8: durée de l'examen du rachis lombaire

5.2.5 Exactitude des mesures de graisse

Epais. de graisse réelle (cm)	Epais. de graisse mesurée (cm)	Erreur absolue (cm)	Ecart-type sur 5 mesures (cm)	Coefficient de variation (%)
1.0	1.3	+ 0.3	0.20	15.3
2.0	1.9	- 0.1	0.18	9.5
3.0	3.1	+ 0.1	0.25	8.0
3.5	3.6	+ 0.1	0.26	7.2
4.0	3.8	- 0.2	0.12	3.1
4.5	4.4	- 0.1	0.24	5.4
5.0	4.8	- 0.2	0.32	6.7
5.5	5.5	0.0	0.26	4.7
6.0	6.2	+ 0.2	0.36	5.8
6.5	6.4	- 0.1	0.17	2.6
7.0	6.8	- 0.2	0.20	2.9
8.0	7.9	- 0.1	0.16	2.0
9.0	9.0	0.0	0.17	1.8
10.0	10.2	+ 0.2	0.51	5.0

Tableau 5-9: Résultats du calcul d'épaisseur de graisse mesurée (en cm) sur un mélange eau/huile à hauteur d'eau constante et égale à 9cm.

Le tableau 5-9 présente un exemple des résultats du calcul d'épaisseur de graisse mesurée (en cm) sur un mélange eau/huile à hauteur d'eau constante et égale à 9cm.

Le coefficient de corrélation est dans ce cas de 0.998 ($p < 0.1 \%$), la pente de la droite de régression de 0.996 ($= 1$ à $p < 0.1 \%$) et l'erreur à l'origine ne diffère pas significativement de zéro.

5.2.6 Influence de la variation du pourcentage de graisse des tissus mous

Le tableau 5-10 présente un exemple des résultats du calcul du CMO moyen du barreau d'aluminium mesuré dans diverses conditions à épaisseur de tissu mou constante et égale à 13 cm.

épaisseur d'huile liquide cm	1.6	1.6	1.6	2.5	2.5	2.5
épaisseur de coprah cm	0	1	1.6	0	1	1.6
pourcentage de graisse	12	20	25	19	27	32
Valeur du CMO moyen $\text{gcm}^{-1} + 0.01$	2.51	2.37	2.26	2.52	2.18	2.09

tableau 5-10: Résultats du calcul du CMO moyen du barreau d'aluminium mesuré dans diverses conditions à épaisseur de tissu mou constante et égale à 13 cm.

5.2.7 Comparaisons des résultats de pourcentage de graisse en absorptiométrie biphotonique et imagerie par résonance magnétique nucléaire

Le pourcentage de graisse dans la région du col fémoral varie selon les sujets et la méthode utilisée (absorptiométrie biphotonique et IRM). Les pourcentages obtenus par les 2 méthodes pour les 10 témoins sont reportés sur la figure 5-11 et le tableau 5-12 indique les distributions de ces paramètres. Chez ces sujets normaux aucune corrélation significative entre les deux méthodes n'a pu cependant être mise en évidence (variance résiduelle = 12.2).

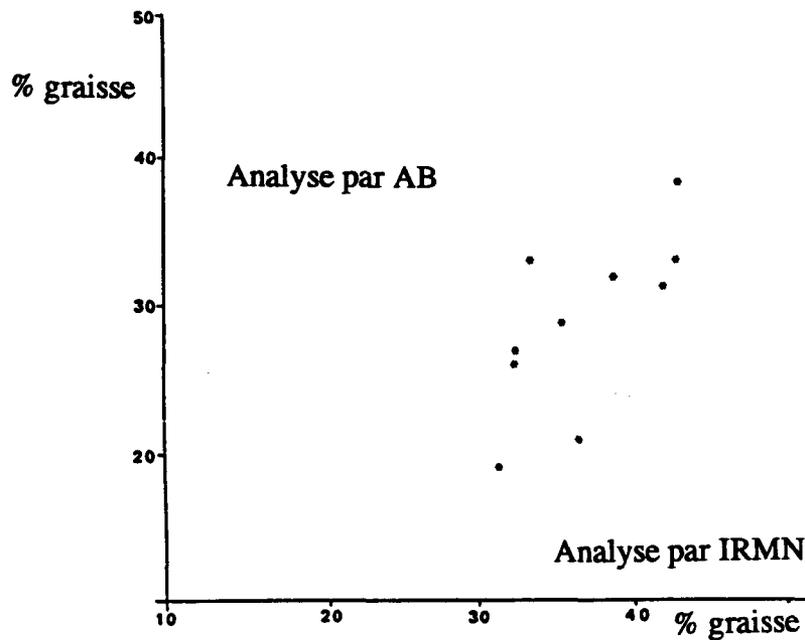


figure 5-11 résultats du pourcentage de graisse mesuré en absorptiométrie biphotonique vs pourcentage de graisse mesuré en imagerie par résonance magnétique nucléaire

5.2.8 Validation de la modélisation

En IRM comme en absorptiométrie biphotonique, chez tous les témoins, il existe dans la région du col fémoral une décroissance régulière du pourcentage de graisse des tissus mous suivant un axe supéro-externe - inféro-interne. Cette décroissance peut être assimilée à une droite dont la pente est située entre -0.16% de graisse par cm et -1.7% par cm (valeur moyenne -0.81% par cm) .

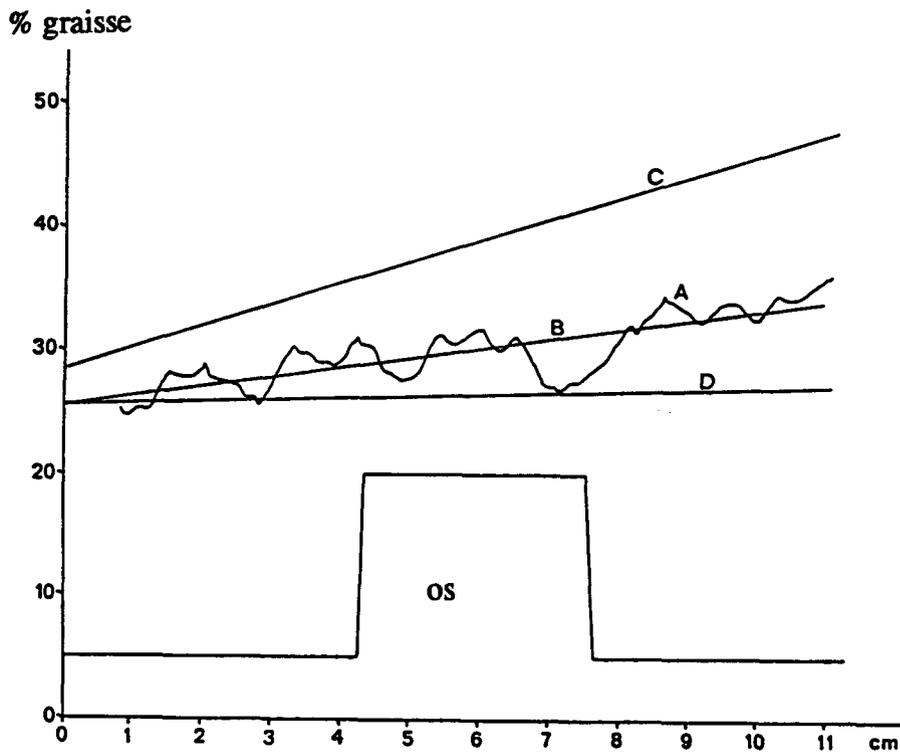


Figure 5-14 : moyenne du pourcentage de graisse dans les tissus mous situés à proximité du col fémoral mesurée par IRM chez 10 patients selon un axe supéro-externe / inféro-interne (A),

Modèle linéaire de cette moyenne (B).

Modèle linéaire de la décroissance la plus rapide (1.8% de graisse par cm)(C)

Modèle linéaire de la décroissance la plus faible (0.2% de graisse par cm) (D).

	moyenne	écart-type	Valeurs extrêmes	
DPA:	28.9 %	5.7	19%	- 39%
IRMN:	36.4 %	4.6	31%	- 43%

tableau 5-12: pourcentages de graisse dans la région du col fémoral droit: données moyennes sur témoins adultes.

Le tableau 5-13 indique les valeurs obtenues des différents paramètres de cette croissance.

	moyenne	écart-type	valeurs extrêmes	
DPA:	0.8%/cm	0.6	0.2	- 1.9
IRMN	0.8%/cm	0.5	0.2	- 1.8

Tableau 5-13: Coefficient directeur de la droite de modélisation de la décroissance du pourcentage de graisse selon un axe supéro- externe/ inféro-interne: données moyennes sur 10 témoins adultes.

La figure 5-14 montre le gradient moyen du pourcentage de graisse dans les tissus mous à proximité du col fémoral.

Dans ces résultats, le pourcentage de graisse mesuré par IRM est globalement plus élevé que par absorptiométrie biphotonique. Il ne s'agit pas d'un simple décalage vers le haut et il existe une mauvaise corrélation entre pourcentage de graisse en IRM et mesure avec notre prototype . L'analyse in vitro par absorptiométrie biphotonique s'est révélée exacte sur des fantômes. Nous attribuons cette discordance aux difficultés de seuillage des pixels de graisse en IRM. En effet l'analyse d'image IRM implique une classification binaire de chaque pixel, chacun étant considéré comme totalement composé de graisse ou de tissu maigre alors que l'absorptiométrie biphotonique donne pour chaque pixel un pourcentage de graisse.

Par contre, la correspondance entre les variations de pourcentage de graisse mesurées par les deux méthodes est excellente, ce qui tend à montrer que, pour un individu donné, la variation de la proportion de graisse dans la région du col est pratiquement constante.

L'analyse planimétrique IRM n'est pas le meilleur moyen de quantifier la graisse mais une quantification relative peut être envisagée par cette méthode [WAN89]. Cependant en pratique clinique courante, les imageurs IRM ont souvent des usages plus prioritaires.

5.2.9 Comparaison de la modélisation IRM / prototype

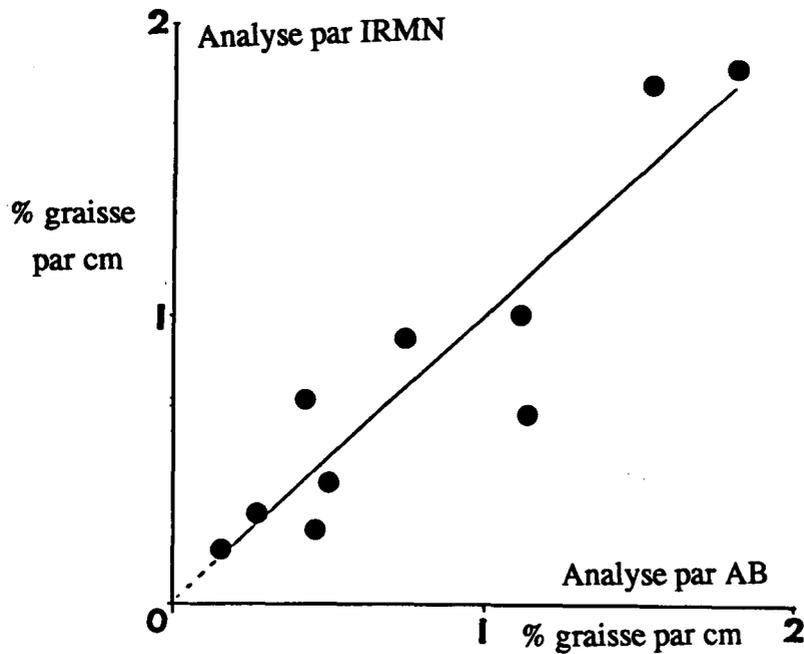


Figure 5-15: Variation du pourcentage de graisse en IRM (% par cm) chez 10 témoins vs Variation du pourcentage de graisse en absorptiométrie biphotonique (% par cm)

Les coefficients directeurs de la modélisation linéaire de la variation du pourcentage de graisse obtenus chez les dix sujets sont reportés figure 5-15 pour les différents patients selon l'une et l'autre méthode. Le coefficient de corrélation entre les deux méthodes est de 0,92; la pente de la droite de régression de 1,018; l'ordonnée à l'origine est nulle, la variance résiduelle de 0.048.

5.2.10 Correction de la densité minérale osseuse

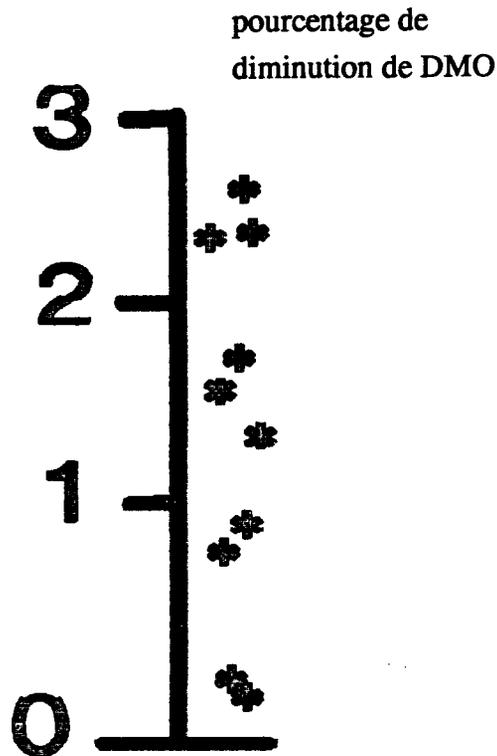


Figure 5-16 : Correction de la densité minérale osseuse par la variation du pourcentage de graisse

La correction de la densité minérale osseuse par le pourcentage de graisse selon la méthode décrite a été appliquée à la mesure du col fémoral droit de nos 10 patients. Elle montre une diminution de la valeur de la densité minérale osseuse, diminution non négligeable mais variable selon les patients (figure 5-16) : moyenne 1.8%, valeurs extrêmes: 0.1 à 2.8%, écart type 0.8%.

5.2.11 Commentaires de ces résultats

La simplicité du principe de détection et son ouverture sur l'ensemble des paramètres de la mesure facilitent les contrôles de qualité et les étalonnages. Il permet une totale liberté dans la détermination des régions de mesure, en particulier, la définition d'acquisition peut être inférieure au millimètre ce qui permet d'acquérir de très petits objets (phalange, os de rongeur etc...) ou d'obtenir une excellente précision de positionnement.

Le prototype d'absorptiomètre biphotonique mono-détecteur à vitesse asservie à travers les algorithmes de reconnaissance automatique des régions osseuses permet une grande rapidité d'examen avec un gain de temps d'un facteur 3 par rapport aux autres absorptiomètres biphotoniques monodétecteurs à ^{153}Gd . La technologie de ce type d'appareil réduit le coût de réalisation et augmente la robustesse de la machine.

La plupart des absorptiomètres actuellement sur le marché sont présentés avec une reproductibilité de la densité minérale osseuse au niveau du col fémoral de 1 %; en réalité celle-ci est souvent supérieure à 2 % dans les conditions de pratique clinique [KOT90]. Or la correction de la densité minérale osseuse par l'effet graisse implique une modification des résultats qui peut aller jusque 2.8 %. De plus cette correction diffère selon les sujets car elle est liée à la variation du pourcentage de graisse du patient dans la région étudiée. La correction induite par la prise en compte de l'effet graisse peut donc être du même ordre de grandeur que la reproductibilité habituellement constatée. L'amélioration des performances de l'absorptiométrie biphotonique passe donc par l'évaluation précise et la prise en compte des variations du pourcentage de graisse. Ne tenir compte que d'une manière sommaire des tissus mous n'est pas satisfaisant.

5.3 Procédures cliniques

La souplesse de détermination des zones de balayage permet l'acquisition de régions anatomiques de tailles très diverses, de l'abdomen humain complet à une phalange. De même la définition et l'orientation spatiale peuvent être modulées à volonté.

La procédure d'acquisition est détaillée ci-après:

1ère étape:

Détermination des paramètres de la zone: hauteur, largeur, angle et du pixel: dimensions
Cette étape est facultative et n'est utilisée que pour des examens particuliers. Les cotes des zones classiques: rachis lombaire, col fémoraux sont en mémoire.

2ème étape:

Installation du malade sur le lit (cette étape est facilitée pour les malades infirmes par l'existence d'un lit amovible).

3ème étape:

Choix du type d'examen: os, graisse ou mixte

4ème étape:

Introduction de l'identification du patient: état civil et numéro de dossier

5ème étape:

Positionnement grossier du bras:

L'opérateur dispose de 2 manettes : l'un à coté du micro-ordinateur, l'autre à coté du patient, il peut donc à sa guise commander le bras au poste de commande ou à proximité du malade.

6ème étape:

Choix du type de balayage parmi ceux définis à l'étape 1.

7ème étape:

Positionnement précis du bras:

Avec l'une ou l'autre des manettes, le technicien mobilise le bras pour le positionner au début de la zone à balayer, la courbe de minéralisation de la zone ainsi repérée s'affiche sur l'écran, simultanément une modulation sonore lui permet de repérer les pièces osseuses " à l'oreille".

8ème étape:

Recherche du tissu mou (ostéodensitométrie et mesure mixte)

La recherche et la mesure précise du tissu mou est réalisée automatiquement. Cet automatisme est débrayable: la recherche peut également se faire de la même manière que le repérage des pièces osseuses, à l'aide d'une manette et guidée par une courbe et une modulation de son. En cas de mesure mixte le système procède ensuite à une mesure sur l'air.

9ème étape:

La machine indique alors une durée approximative estimée de l'examen, se basant sur un rapport 2/3 rapide, 1/3 lent.

10ème étape:

Balayage proprement dit avec mise en jeu d'une procédure de reconnaissance automatique (Cf chapitre 3). A tout instant, le technicien peut intervenir pour arrêter le balayage ou, par simple pression sur la touche d'arrêt d'urgence, réaliser l'arrêt de l'examen suivi immédiatement par un retrait du bras.

11ème étape:

Arrêt de l'examen

Réalisé par pression sur une touche d'arrêt ou automatiquement après balayage complet.

12ème étape:

La machine demande alors si un autre examen est prévu pour ce patient, dans ce cas on reprend à l'étape 5 ou 6 selon le cas.

13ème étape:

La machine demande alors si un autre patient est prévu. Si oui on reprend à l'étape 1 ou 2 selon le cas.

Remarques

** La procédure de préparation au balayage de l'étape 5 à l'étape 9 a une durée moyenne de 1 minute 30 pour un examen standard.*

** Le repérage préalable par courbe et son permet un positionnement optimal même chez des patients obèses et évite au maximum d'avoir à ré-acquerir un examen déjà commencé à cause d'un mauvais positionnement comme cela existe parfois avec des machines non dotées d'une telle procédure.*

Performances:

La définition et les dimensions de champs de balayage variables permettent une grande souplesse dans le choix des objets mesurés: il a été ainsi possible de mesurer de très petits os: poignet, phalanges ou os de lapin (figure 5-17) .

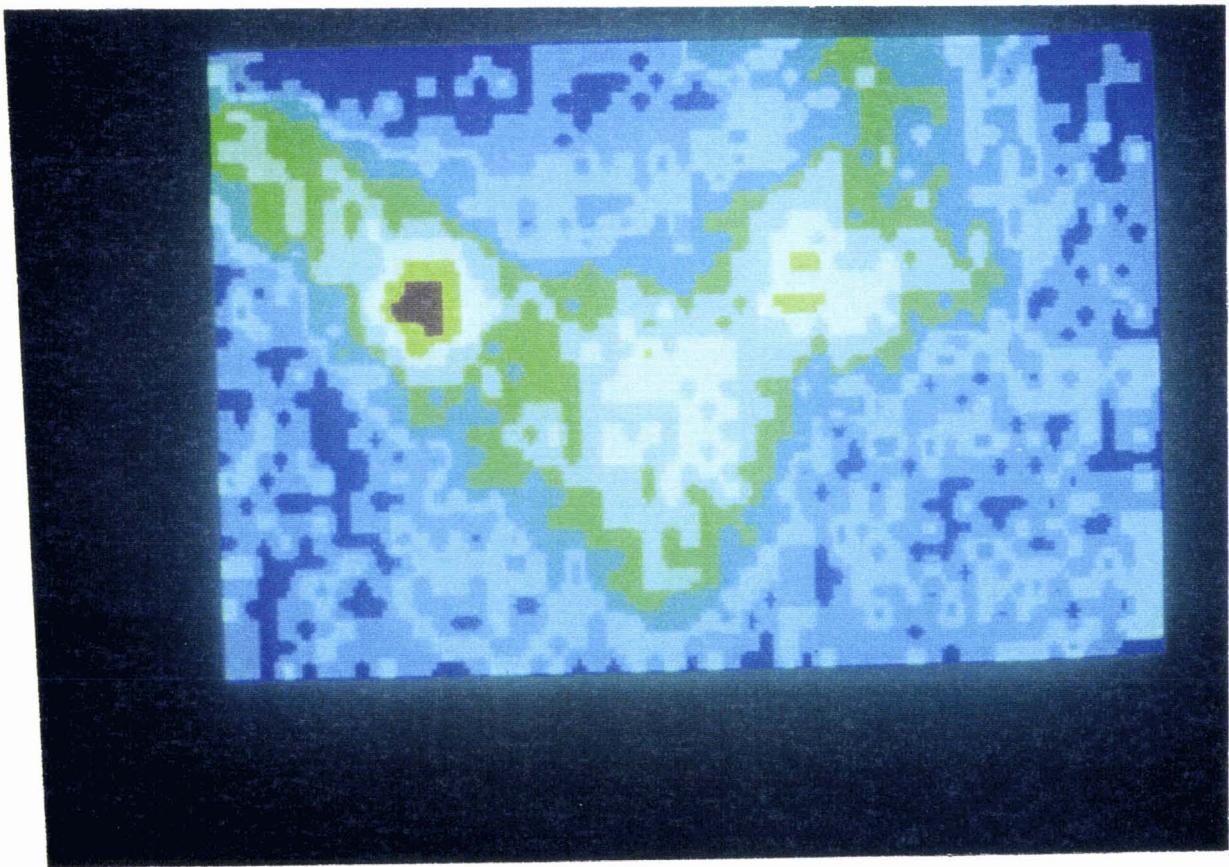


figure 5-17: fémur de lapin (patte isolée congelée) avec greffon: dimension du champ 4*5 cm, définition d'acquisition: 1*1 mm, définition de l'image 0.25*0.25 mm.

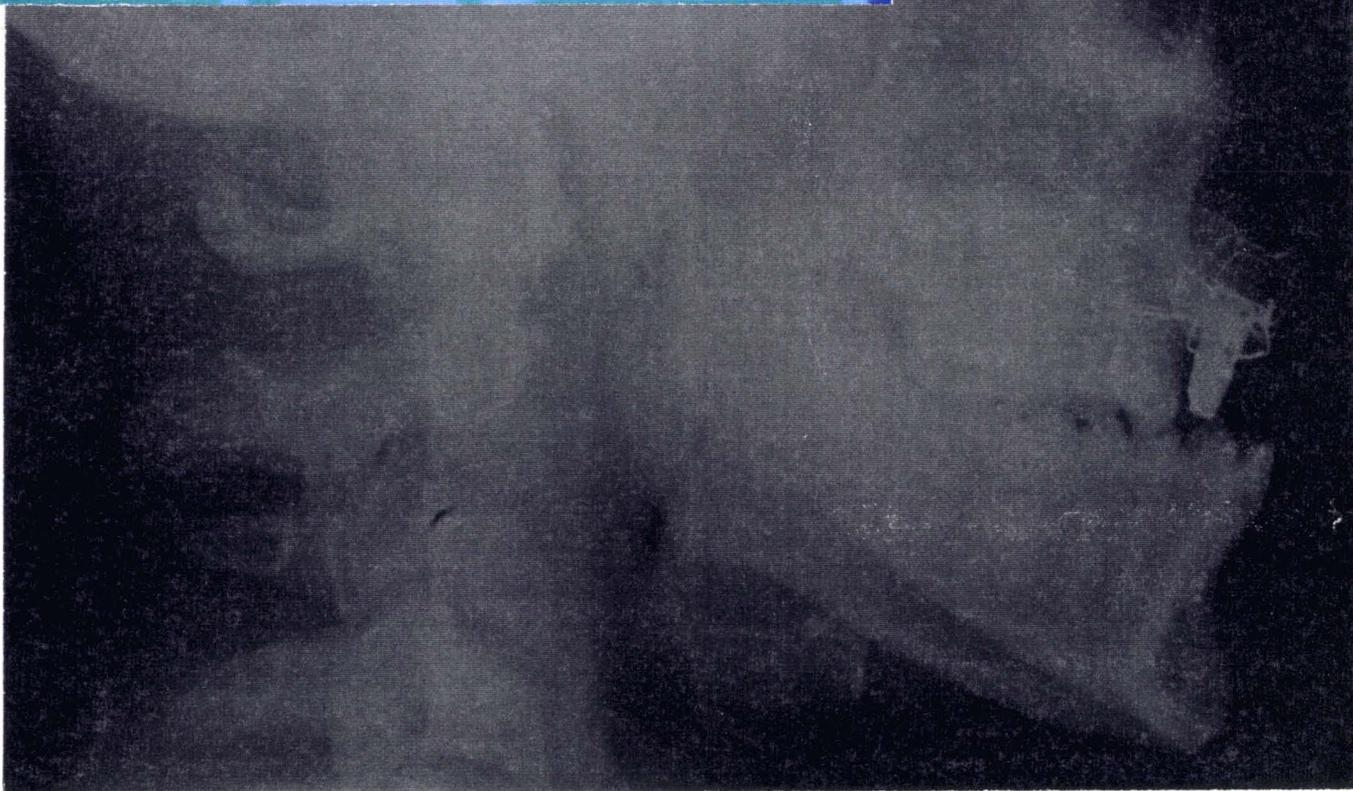
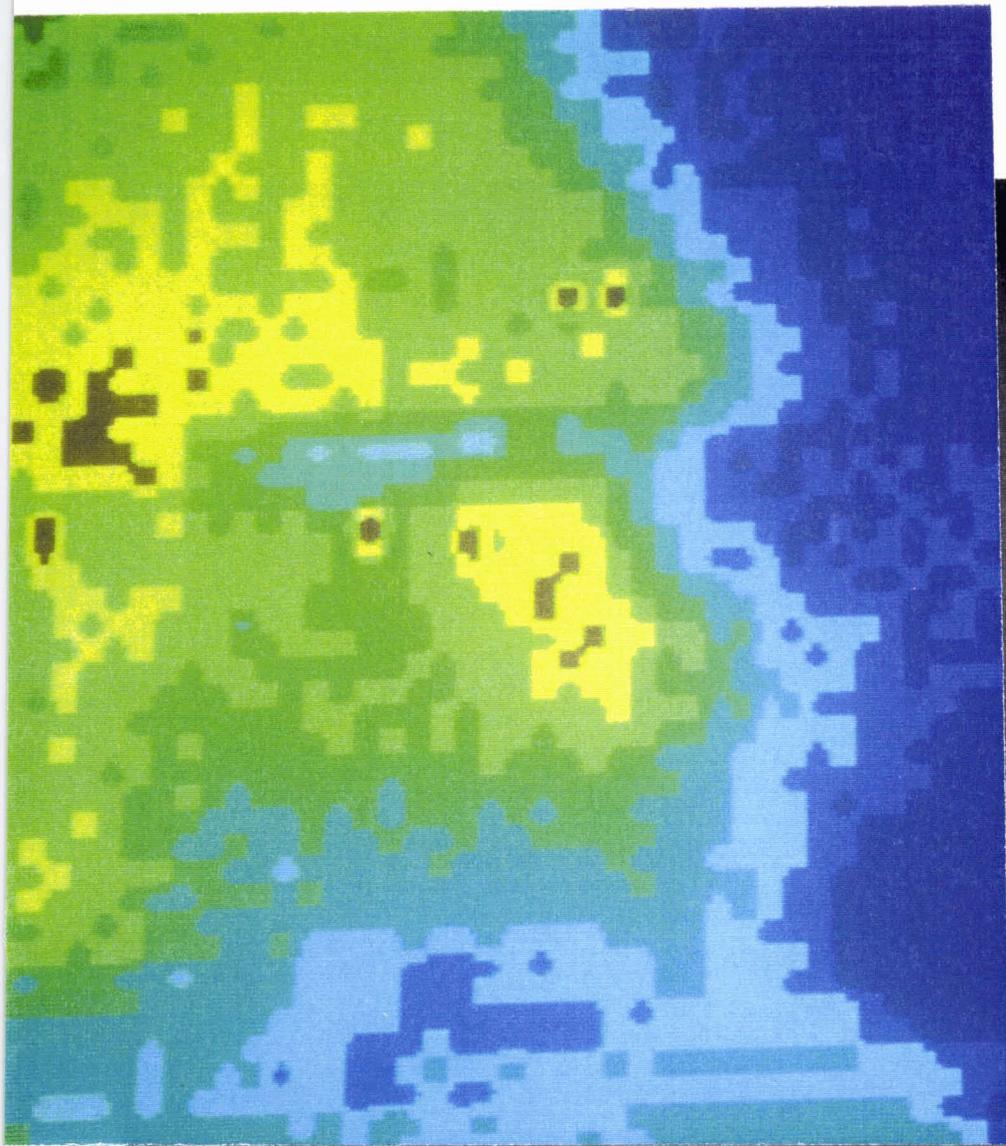


figure 5-18: os de la face (profil droit) réalisé chez un adolescent de 15 ans: greffon maxillaire supérieur réalisé après nécrose faciale étendue. Image 5cm*5cm, définition d'acquisition 1mm*1mm, définition d'image 0.25mm*0.25mm.

On peut également mesurer avec la même précision des os humains permettant ainsi d'évaluer la viabilité d'une greffe (figure 5-18), la définition de l'image autorise une détermination précise des régions d'intérêt.

5.4 Base de données

Afin d'optimiser l'archivage des résultats et de permettre d'éventuelles analyses statistiques rétrospectives, nous avons réalisé le stockage des différents paramètres de l'examen. Nous avons utilisé un gestionnaire de bases de données (KMAN). Les nom, prénom, date de naissance, antécédents médicaux sous forme codés et les résultats sont entrés dans une base de données créée à cet effet. Outre l'archivage, celle-ci permet la rédaction automatique de la lettre réponse, ainsi que le positionnement du malade par rapport aux normes de son âge [MAL85] réalisant ainsi un système d'aide à la rédaction.

CONCLUSION GENERALE

Cette étude a permis la réalisation d'un absorptiomètre biphotonique automatisé où l'interface homme-machine a été conçue de manière à permettre un maximum de souplesse. Tous les paramètres sont modifiables grâce à l'existence d'un pilotage global de la machine par le processeur central. L'opérateur est donc maître de la spectrométrie, de la taille de la région à explorer, de la définition de l'image et de l'orientation de celle-ci. L'acquisition de très petits ou de très grands objets est alors possible.

L'originalité de cette structure est double:

- L'implémentation d'un processus de segmentation temps réel permettant une augmentation importante de la rapidité de l'examen.
- La prise en compte, lors du traitement, de la modification du pourcentage de graisse pour corriger la valeur de densité minérale osseuse.

Le principe de discrétisation temps-réel de l'image en cours de balayage qui conduit à la notion de "capteur intelligent" repose sur le principe de l'image bimodale. Mais ici, à la différence du traitement d'image classique, le système ne dispose pas de toute l'information. En effet, l'image croît au fur et à mesure du balayage et la "base de connaissance" avec elle. De plus l'"image" n'est pas une simple matrice de niveaux de gris obtenue par caméra. Elle est une véritable image paramétrique, résultat d'un calcul à partir de deux niveaux énergétiques eux-mêmes bruités par les aléas de la désintégration radioactive.

Le principe d'"auto-apprentissage" est ici appliqué de manière à permettre une adaptation constante aux spécificités de l'examen.

L'obtention simultanée, à partir des deux niveaux énergétiques, de trois matrices : os, graisse, tissus maigres, autorise la réalisation de deux images: l'une de minéralisation osseuse, l'autre de pourcentage de graisse. Le calcul d'une modélisation de la variation de pourcentage de graisse permet l'obtention d'une matrice de correction. L'application de cette matrice sur celle de minéralisation améliore le résultat de densité osseuse.

En effet, le principe même de l'absorptiométrie biphotonique (résolution d'un système de deux équations à deux inconnues) n'autorise que la définition de deux tissus de coefficients d'absorption différents. Or le tissu mou est un mélange, l'erreur commise peut donc être importante.

La simple modélisation linéaire de la variation de la proportion de graisse dans la région du col fémoral a cependant été validée par l'imagerie RMN; d'autres modèles plus compliqués (harmoniques de Fourier par exemple) se sont avérés plus éloignés de la réalité.

L'augmentation de la vitesse permet de diminuer le temps d'un examen et donc la dose totale reçue par le patient, bien qu'il faille ici en souligner le niveau très bas quelque soit l'appareillage utilisé. On peut ainsi augmenter le nombre de patients pouvant bénéficier d'une absorptiométrie biphotonique.

Les tests réalisés mettent en évidence la qualité de la mesure, qu'il s'agisse de la conformité, de la résolution, de la linéarité ou de la reproductibilité qui sont au moins comparables et souvent supérieures à celles des absorptiomètres classiques ne disposant pas des fonctionnalités supplémentaires nouvelles.

La mise en service en routine clinique de notre appareil est réalisée depuis plusieurs mois; il a été mis entre les mains d'utilisateurs non informaticiens après une formation minimale (1 heure); son utilisation s'est révélée facile.

Nous avons réalisé ainsi un absorptiomètre biphotonique médical utilisant le ^{153}Gd ; nos méthodes originales d'adaptation de la vitesse et de correction de la densité osseuse par la variation du pourcentage de graisse sont théoriquement applicables à tout appareillage de ce type, y compris ceux à source de rayons X filtrés (DEXA). Une adaptation serait néanmoins indispensable afin de tenir compte notamment du caractère non strictement biénergétique de ce type de rayonnement.

Enfin, d'autres applications de cette méthode sont envisageables. La mesure de la proportion de graisse dans les produits bruts ou transformés de l'industrie agro-alimentaire pose parfois de réels problèmes. L'utilisation de l'absorptiométrie biphotonique peut apporter une solution, par sa capacité de mesure non destructrice, rapide et fiable. L'analyse en continu des viandes peut en être une application. Toutefois une analyse détaillée des besoins, de la faisabilité et de la réglementation est nécessaire avant d'envisager une mise en oeuvre.

On ne peut que souhaiter que les solutions technologiques développées dans cette étude servent de point de départ à l'amélioration des performances et à l'élargissement du champ d'applications des absorptiomètres biphotoniques futurs.

ANNEXES

Détail des structures matérielles

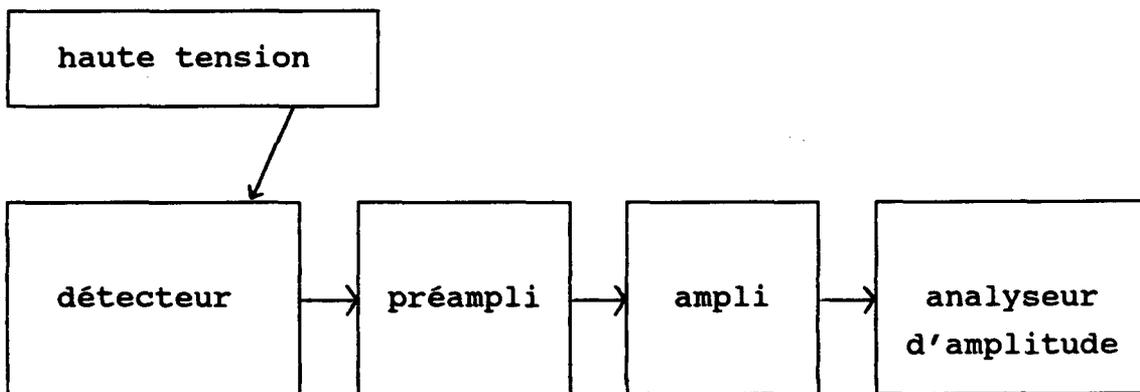
A1) Aspect global

C'est un absorptiomètre biphotonique mono détecteur dont la source de rayonnement est constituée par une source radioactive (37 GBq (1 Ci) de Gd153 à l'origine) qui est située au-dessous de la structure à analyser. Ces structures sont placées sur un chariot XY à deux degrés de liberté dont les déplacements sont commandés par un micro ordinateur.

Le faisceau de photons gamma est ainsi dirigé vers le haut, il traverse le support, l'échantillon, et parvient au détecteur qui se situe au-dessus de la pièce à analyser.

A2) détection

A2.1) schéma général



A2.2) composition

Ce détecteur est composé d'une sonde à scintillation à cristal de Iodure de sodium à impuretés de thallium et d'un photomultiplicateur à haute tension, il est équipé d'un collimateur fixe.

A2.3) Principe de détection

Le rayonnement traversant le cristal va exciter le long de sa trajectoire un certain nombre de molécules qui en retournant à l'état fondamental vont émettre des photons lumineux dans le domaine du visible. Le nombre de molécules excitées est proportionnel à l'énergie perdue par la particule dans le scintillateur et le nombre de photons émis est lui-même proportionnel à cette énergie.

Les photons lumineux ainsi créés vont ensuite frapper une cellule photoélectrique qui transformera cette énergie lumineuse en photoélectrons.

A2.4) Le photomultiplicateur

Le système de détection est composé d'un cristal scintillant de NaI dopé au thallium couplé optiquement à un photomultiplicateur (Quartz et Silice, 25S25) composé d'une cellule photoélectrique appelée photocathode suivie d'un multiplicateur d'électrons (système de 12 dynodes et d'une anode collectrice).

Ce photomultiplicateur est alimenté par une haute tension fixe de 752 V (Brandenburg 475R). Les signaux sont alors transmis à un préamplificateur qui est lui-même relié à l'amplificateur par des câbles coaxiaux blindés.

L'électronique de détection comporte un préamplificateur d'impulsions dans le boîtier du photomultiplicateur et d'un ensemble de deux chaînes spectrométriques amplificateur/discriminateur en châssis NIM (Harshaw, NA17, NC22).

A3) table

Source et détecteur se déplacent en vis-à-vis dans deux plans parallèles situés de part et d'autre du patient. Ce dernier est allongé sur un lit amovible dont le plan horizontal, constitué d'une feuille de Kevlar de faible épaisseur, permet de supporter des sujets obèses en minimisant l'atténuation du faisceau.

Leur déplacement est asservi au moyen de 2 moteurs pas à pas (Crouzet 82 97 1 002) qui se commandent facilement par processeur, et permettent d'obtenir une grande précision à de faibles vitesses. La transmission est réalisée par des roues dentées sur des crémaillères (CRMESS Prud'homme). Des réducteurs à vis de précision à 1 étage (RVP/E Prud'homme transmissions) sont montés en intermédiaires. La fabrication du dispositif de déplacement a été réalisée selon nos cotes par un industriel local (Ets J.M.Bello - Lille), le lit mobile, l'électronique et les connections dans le laboratoire de Biophysique de la Faculté de Médecine de Lille.

Il s'agit donc d'une table XY entièrement commandée par un micro ordinateur.

La vitesse de balayage est déterminée par la cadence d'envoi des impulsions aux moteurs pas à pas, cette cadence est déterminée par calcul. La vitesse peut donc varier d'un examen à l'autre et pendant le même examen en fonction de l'intérêt des régions balayées (Cf troisième partie).

La zone à balayer, de même que l'angle de parcours, sont donnés par l'utilisateur qui peut choisir des parcours-types ou un parcours "sur-mesure"; il a le choix de la largeur, de la hauteur de balayage, de la taille des pixels, de l'angle de parcours.

A4) Analyseur d'amplitude

Il va permettre de comptabiliser des photons en fonction de leurs énergies .

Les signaux en provenance de l'amplificateur sont transmis sous la forme d'une impulsion de tension dont l'amplitude sera proportionnelle à l'énergie perdue par la particule détectée.

Un discriminateur également piloté par l'ordinateur réalise ainsi un spectromètre multicanaux. La position et la largeur des fenêtres sont modifiables à volonté et permettent ainsi de multiples possibilités de mesures.

A5) Informatique associée

L'ordinateur est un compatible IBM XT de 620 KO de RAM, disque dur de 20 MO, (processeur Intel 8086).un lecteur de disquette.

Il pilote :

- a) le déplacement du chariot XY
- b) l'analyseur du spectre
- c) l'ouverture et la fermeture de la trappe de source

Il compte :

les coups correspondant aux interactions des photons dans le PM

Il est relié à des périphériques:

Une imprimante qui n'est utilisée que pour l'interprétation

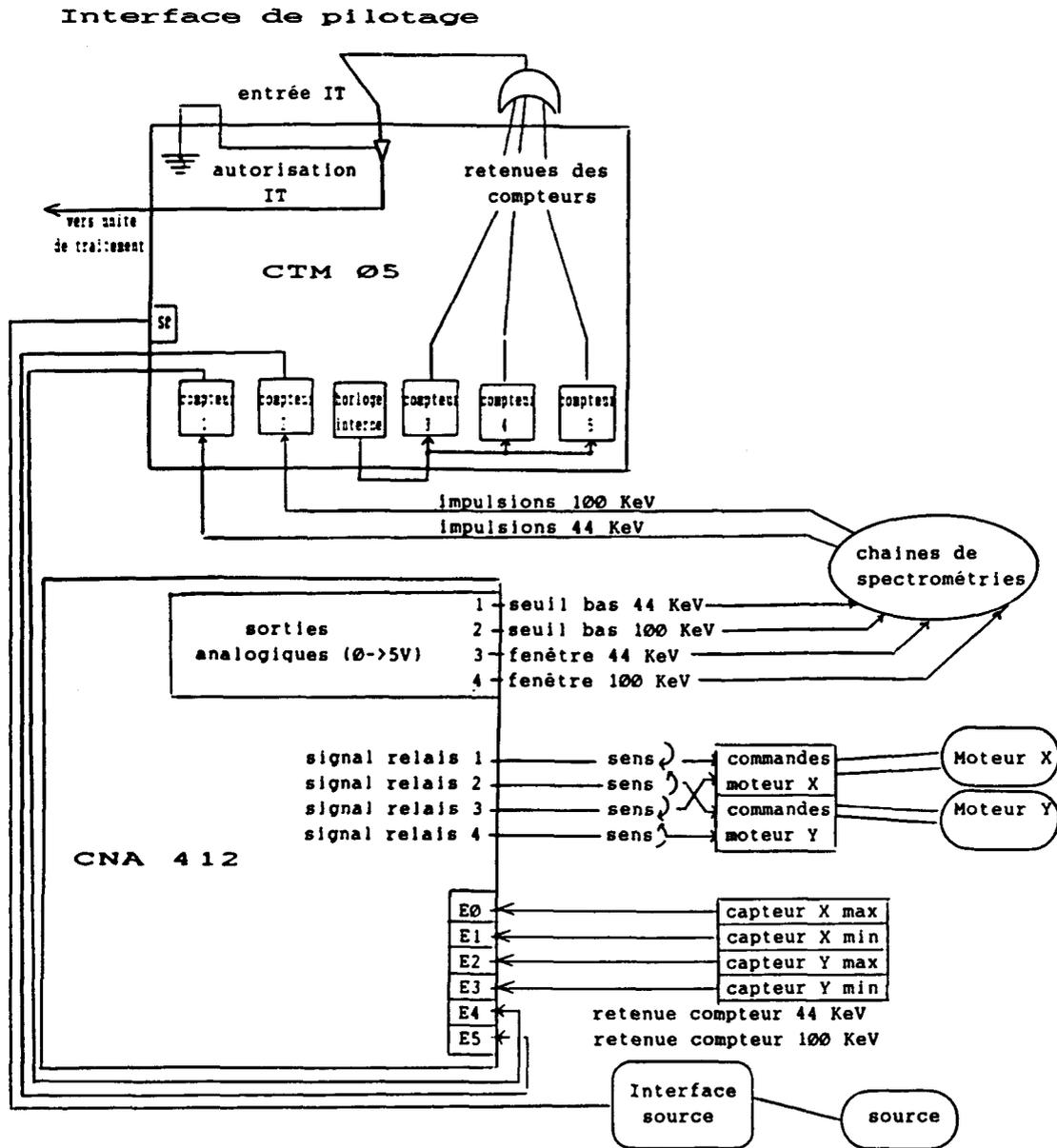
Une paire de manettes "joysticks" pour la télécommande du bras dont l'une est délocalisée à proximité immédiate du bras.

La connexion à l'analyseur et aux moteurs se fait par deux cartes d'interface 16 voies (Nautil CNA 412 et Metrabyte CTM05).

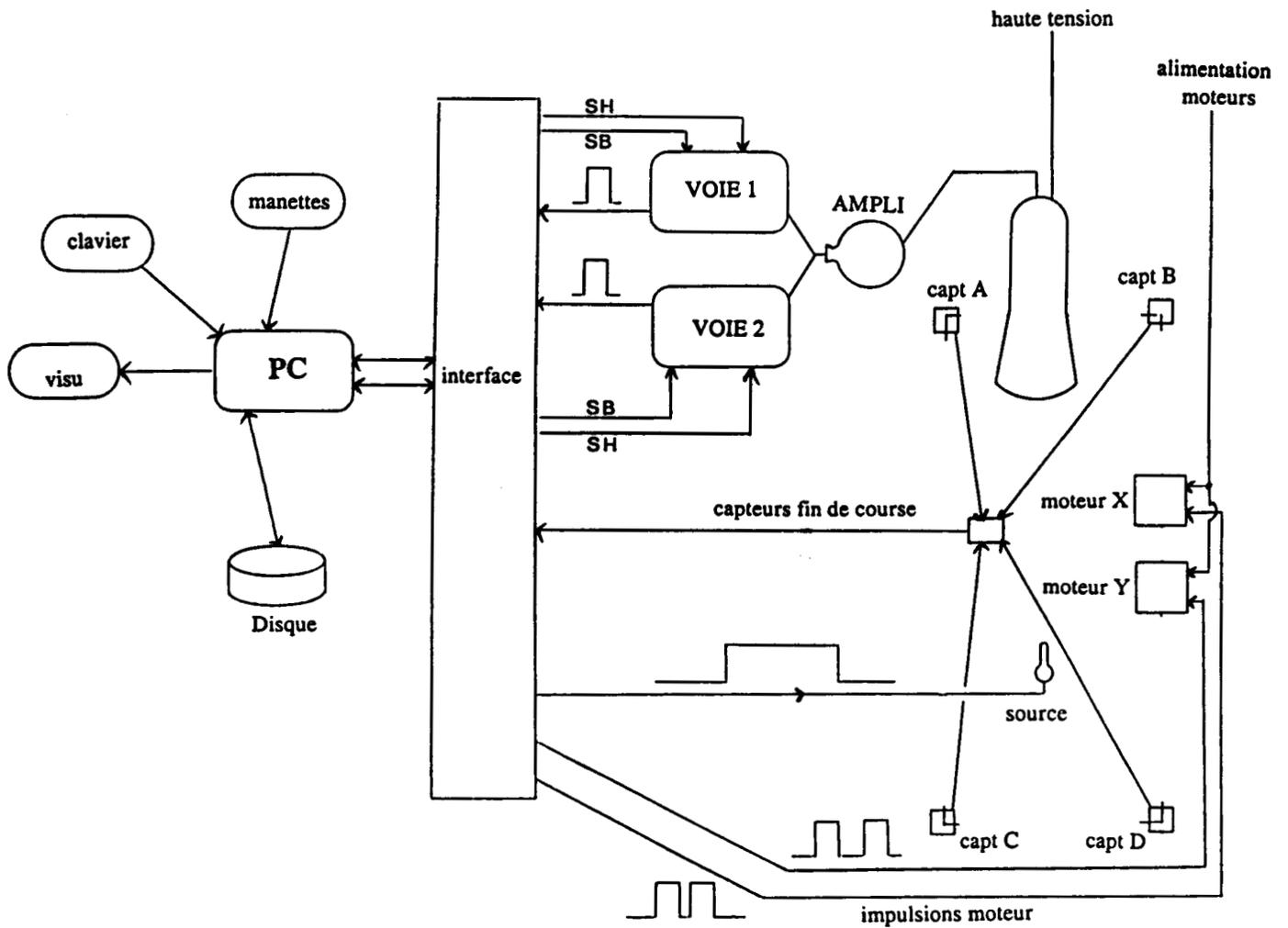
La définition des fenêtres spectrométriques est réalisée en début d'examen. L'envoi des impulsions aux moteurs pas à pas fonctionne par interruptions de la tâche principale.

Les dimensions de la zone à balayer et son inclinaison sont choisies par l'utilisateur entre des régions d'exploration types à nombre de lignes et de colonnes fixes (rachis, cols fémoraux droit et gauche) ou des zones "sur mesure" pour lesquelles il détermine la largeur et la hauteur de balayage, la taille et le nombre de pixels de la matrice d'acquisition selon les deux axes, de même que l'angle de déplacement.

A6) Interface de pilotage



A7) Synopnique général des interfaces



GLOSSAIRE
des termes et des abréviations utilisés dans la thèse

AB : Absorptiométrie biphotonique

CMO moyen: contenu minéral osseux moyen par ligne d'une région d'intérêt en gramme d'hydroxyapatite par unité de longueur (cm)

CMO total: contenu minéral osseux d'une région d'intérêt en gramme d'hydroxyapatite

Coefficient d'atténuation linéaire μ : probabilité d'interaction d'un photon par unité de longueur (unité : cm^{-1})

Coefficient d'atténuation massique μ_m est égal au coefficient d'atténuation linéaire divisé par la masse volumique (μ / ρ): probabilité d'interaction d'un photon par unité de masse ($\text{cm}^2 \text{g}^{-1}$).

CDA: Couche de demi-atténuation : épaisseur nécessaire pour diminuer de moitié le nombre de photons d'un faisceau monoénergétique.

DMO: Densité minérale osseuse: en réalité masse surfacique en gramme d'hydroxyapatite par unité de surface (g cm^{-2})

Hydroxyapatite (HA): sel de calcium présent dans l'os.

IRMN: Imagerie par résonance magnétique nucléaire

Lipodensitométrie = graissométrie = densitométrie graisseuse: méthode de mesure du pourcentage de graisse dans un tissu mou.

Ostéodensitométrie = densitométrie osseuse: méthode de mesure de la densité minérale d'un os.

PM: photomultiplicateur: dispositif composé d'une photocathode (cellule photoélectrique), d'un dispositif d'amplification du faisceau électronique (dynodes) et d'une anode collectrice, destiné à transformer les informations lumineuses venant du cristal en courant électrique.

PGTM: pourcentage de gras des tissus mous

ROI Region Of Interest: région d'intérêt dans laquelle on va effectuer des calculs.

Tissu mou: tissu dont les coefficients d'absorption des photons utilisés pour l'analyse sont beaucoup plus faibles que ceux de l'os.

Haute énergie: ici pic d'absorption totale d'énergie la plus élevée du ^{153}Gd : 100 KeV

Basse énergie: ici pic d'absorption totale d'énergie la plus basse du ^{153}Gd : 44 KeV

BIBLIOGRAPHIE

[BON87] BONNET P.

Cours de traitement d'image

DEA productique, automatique, informatique industrielle Lille 1987.

[BOU86] BOULIER F.

Traitement des examens de densitométrie

Mémoire DUT Informatique Lille 1986

[BRA86] BRADLEY D.A., CHONG C.S., GHOSE A.M.

Photon absorptiometric studies of elements mixture and substances of biomedical interest.

Phys.Med.Biol 1986,31 , 267-273.

[BRA78] BRAY G.A., GREENWAY F.L., MOLITCH M.E., DAHMS W.T., ATKINSON R.L., HAMILTON K.

Use of anthropometric measures to assess weight loss.

Am J.Clin.Nutr. 1978; 31: 769-773.

[BUN90] BUNT J.C., GOING S.B., LOHMAN T.G., HEINRICH C.H., PERRY C.D., PAMENTER R.W.

Variation in bone mineral content and estimated body fat in young adult females. Med and Sc. in sport and exerc.1990, 22, 564-569.

[CAZ76] CAZES P.

Décomposition d'un histogramme en composantes gaussiennes.

Revue de statistiques appliquées, Vol 24, 1976, pp 63-81.

[COU91] COUTRIS J.

Cours sur l'absorptiométrie biphotonique osseuse

Institut National des Sciences et Techniques Nucléaires, CEA Saclay, 1991.

[DAT88] DATICHE G., DEWAVRIN N.

Pilotage des examens de densitométrie osseuse et de graissométrie.

Mémoire DESS Système de production, Lille I, 1988.

[DEL87] DELEPLANQUE H.

Segmentation des images numériques par seuillage adapté, application à l'automatisation du repiquage en agriculture.

Thèse Automatique, Lille I, N°133, 1987.

[DEU91] DEURENBERG P., WESTRATE J., HAUTVAST J., VAN DEN KOY K.

Is bioelectric impedance method valid ?

Am.J.Clin.Nutr. 53:1991 ; 1:178.

[DRI86] DRINKWATER B.L., NILSON K., CHESTNUT C.H.

Bone mineral content of amenorrheic and eumenorrheic athletes

N. Engl. J. Med. 1986, 77, 1487

[EST89] ESTON R., BRODIE D., COXON A., KREITZZMAN S.

Body composition analysis: a defense of anthropometry in overweight female dieters and controls.

Int. J. of obesity 1989; 13 (suppl2) : 155-156.

[ETT87] ETTINGER B., GENANT H.K., CANNC.E.

Postmenopausal bone loss is prevented by treatment with low-dosage estrogen with calcium

Arch. Intern. Med. 1987,106,40

[FAR84] FARMER M.E., WHITE L.R., BRODY J.A., BAILEY K.R.

Race and sex differences in hip fracture incidence.

Am. J. Public Health 1984, 74, 1374-1380.

[FAR90] FARRELL T.J, WEBBER C.E.

Triple photon absorptiometry cannot correct for fat inhomogeneities in lumbar spine bone mineral measurements.

Clin.Phys.Physiol.Meas.1990, 11, 77-84.

[FRI91] FRIEDL K. , VOGEL J.A.

Looking for few good generalized body-fat equations.

Am J Clin Nutr 1991; 53:795-801.

[FUL89] FULLER N.J., ELIA M.

Potential use of bioelectrical impedance of the whole body and body segments for the assessment of body composition: comparison with densitometry and anthropometry.

Europ. J. of Clinical Nutrition 1989; 43: 779-791.

[GOT86] GOTFREDSEN A., JENSEN J., BORG J., CHRISTIANSEN C.

Measurement of lean body mass and total body fat using dual photon absorptiometry.

Metabolism 1986, 35, 88-93

[HAN90] HANGARTNER T.N., JOHNSTON C.C.

Influence of fat on bone measurements with dual energy absorptiometry.

Bone and Mineral 1990, 9, 71-81.

[HAS86] HASSAGER C. GOTFREDSEN A., JENSEN J. CHRISTIANSEN C.

Prediction of body composition by age height, weight and skinfold thickness in normal adults.

Metabolism 1986 ; 35-12; 1081-1084.

[HAS89] HASSAGER C., CHRISTIANSEN C.

Influence of soft tissue body composition on bone mass and metabolism.

Bone 1989, 10, 415-419 .

[HEN89] HENAUT F.

Essai de mesure des stéatorrhées par absorptiométrie biphotonique.

Thèse Pharmacie, Lille II, 1989.

[HEY91] HEYMSFIELD S.B., WAKI M.

Body composition in humans: Advances in the development of multicompartement chemical models.

Nutr. Rev. 1991 ; 49-4: 97-108.

[KOT90] KOTZKI P.O., HARANG H., SABATIER J.P., MARCHANDISE X., BASSE-CATHALINAT B., TOUZERY C.

Comparative performance evaluation of dual-energy bone densitometers with dedicated step phantom.

IInd Internat. Conf. on osteoporosis Bath G-B 1990; 36-37.

[KOY90] KOYAMA H., NISHIZAWA N., YAMASHITA N.

Measurement of composition changes using dual photon absorptiometry in obese patients undergoing semistarvation .

Metabolism 1990; 39-3: 302-306

[KRO80] KROLNER B., NIELSEN SP.

Measurement of bone mineral content (BMC) of the lumbar spine, Theory and application of a new two-dimensional dual-photon attenuation method.

Scand. J. Clin. Lab. Invest. 1980; 40:653-663

[LEV85] LEVINE M.D.

Vision in man and machine

McGraw-Hill Book Company, 1985

[MAR88] MARCHANDISE X., ROUSSEAU J., TISON F., YTHIER H., DUQUESNOY B.

Méthodes d'évaluation de la minéralisation osseuse

J Franç. Med. Nucl. et Bioph. 1988, 12(2), 73-79

[MAZ70] MAZESS R.B., CAMERON J.R., SORENSON J.A.

Determining body composition by radiation absorption spectrometry.

Nature 1970 ; 228: 771-772.

[MAZ79] MAZESS R.B.

Measurement of skeletal status by non invasive methods

Calcif. Tissues Int. 1979; 28 : 89-92.

[MAZ90] MAZESS R.B, BARDEN H.S., BISEK J.P., HANSON J.

Dual-energy X-ray absorptiometry for total-body and regional bone-mineral and soft tissue composition.

Am. J. Clin. Nutr. 1990, 51, 1106-12.

[MAZ91-1] MAZESS R.B.

Do bioimpedance changes reflects weight, not composition.

Am. J. Clin. Nutr. 53: 1991; 1: 179.

[MAZ91-2] MAZESS R.B, GIFFORD C., BISEK J., MARKWARDT P.
The effects of local versus average baseline determination on spinal density.
Calcif. Tissue 1991; 48: 308-310.

[NAK79] NAKAGAWA Y., ROSENFELD A.
Some experiments on variable thresholding.
Pattern recognition, Vol 11, 1979, pp 191-204.

[NOV83] NOVO Lab.
Documentation technique Novo Lab 22a

[PHI88] PHILLIPS S., FOX N., JACOBS J., WRIGHT W.E.
The direct medical cost of osteoporosis for American women aged 45 and older, 1986.
Bone 1988, 9, 271-279.

[POS87] POSTAIRE J.G.
De l'image à la décision
Dunod informatique, 1987

[PRE75-1] PREUSS L.E., BOLIN F.P., BUGENIS C.K.
The analysis of mammalian tissue into lipid and lipid-free fractions using X and gamma radiation.
IEEE Trans Nucl Sci. USA, 22nd Nuclear Sci. Symp San francisco 19-21 Nov 1975, 23,1 , 549-550.

[PRE75-2] PREUSS L.E., BOLIN F.P., PIPER D.G., BUGENIS C.K.
81 and 31 KeV Xe133 photons for soft tissue component analysis by differential absorption.
Int. J. of App. Rad I.1975, 26 , 329-332.

[PRE72] PREUSS L.E., SCHMONSEES W.
Cd 109 for compositional analysis of soft tissue.
Int J.of App. Rad.I.1972, 23 , 9-12.

[PUN80] PUN T.

A new method for grey-level picture thresholding using the entropy of the histogram.
Signal processing 2, 1980, 223-237.

[RAM79] RAMBAUT P.C., JOHNSTON R.S.

Prolonged weightlessness and calcium loss in man
Acta astronautica 1979, 6, 1113

[REE66] REED G.W.

The assessment of bone mineralization from the relative transmission of Am 241 and Cs 137 radiations.
Phys. Med.Biol 1966 , 11, 174.

[ROB90] ROBINSON R.G.

Editorial: Dual photon absorptiometry in clinical practice.
J. Nuc. Med. 1990, 31, 1781-1783.

[ROU81] ROUSSEAU J., DUBOIS P., BOIDEIN M., VIE M.C., MARCHANDISE X.

Possibilités informatiques d'exploitation de données médicales quantifiées.
1° European conference on biomedical engineering
Nice Feb 17-20 1991.

[RUT81] RUTKOWSKI W.S., ROSENFELD A.

Shape segmentation using relaxation
IEEE Pattern analysis and machine intelligence, vol PAMI 3, N°4, JULY 1981.

[SCH74] SCHROEDER A.

Reconnaissance des composantes d'un mélange gaussien.
Thèse 3ième cycle, Paris VI, 1974.

[SHY84] SHYUAN WANG, HARALICK R. M.

Automatic multithreshold selection
Computer vision graphics and image processing 25, 46-67 (1984).

[SJO86] SJOSTROM L., KVIST H., CEDERBLAD A., TYLEN U.

Determination of total adipose tissue and body fat in women by computed tomography, K40 and tritium.

Am.J.Physiol.(Endocrinol.Metab. 13) 1986; 250: E736-E745.

[SKL86] SKLANSKY J., SANKAR P.V., WALTER R.J.

Biomedical image analysis

in Handbook of pattern recognition and image processing

Edited by TZAY Y. YOUNG and KING-SUN FU, Academic press 1986

[SOR90] SORENSON J.A.

Effects of nonmineral tissues on measurement of bone mineral content by dual-photon absorptiometry.

Med.Phys. 1990, 17, 905-911 .

[TOU87] TOUCHARD J.B.

Images numériques

Cedic Nathan, 1987

[TUB63] TUBIANA M., DUTREIX J., DUTREIX A., JOCKEY P.

Bases physiques de la radiothérapie et de la radiobiologie

Masson Ed. 1963

[VAL90] VALKEMA R., VERHEIJ L.F., BLOKLAND J.A, ZWINDERMAN A.H., BIJVOET O.L., PAPADOPOULOS S.E., PAUWELS E.K

Limited precision of lumbar spine dual-photon absorptiometry by variations in the soft-tissue background.

J. Nuc. Med. 1990 ,31, 1774-1781.

[WAN89] WANG P.C., CONWAY J.M., LO B.S.

Volumetric changes in adipose tissue during weight reduction by magnetic resonance imaging.

IRM eight annual meeting, Aug.12-18 1989, Amsterdam NL

[WEB87] WEBBER C.E.

The effect of fat on bone mineral measurements in normal subjects with recommended values of bone, muscle and fat attenuation coefficients.

Clin. Phys. Physiol. Measur. 1987, 8, 143-158.

[WES78] WESKA J.S., ROSENFELD A.

Threshold evaluation technics.

IEEE SMC 8 Aug 1978, Vol 8, pp 622-629.

[WIT78] WITT R.M. , MAZESS R.B.

Photon absorptiometry of soft tissue and fluid content; the method and its precision and accuracy.

Phys. Med. Biol. 1978, 23, 620-629.

Publications de l'équipe

a) Articles

MALEZIEUX X., ROUSSEAU J., VASSEUR C., MARCHANDISE X.

Simultaneous measurements of the bone mineral content and the fat mass using an automatic controlled speed dual photon absorptiometer.

Med. and Biol. Engin. and Comput. (sous presse)

MALEZIEUX X., ROUSSEAU J., MARCHANDISE X.

Correction de l'influence de la variation du pourcentage de graisse des tissus mous sur la mesure du contenu minéral osseux du col fémoral par un absorptiomètre biphotonique à vitesse asservie.

Accepté dans J. Med. Nucl. et Biophys.

MALEZIEUX X., ROUSSEAU J., MARCHANDISE X.

Correction of the influence of fat upon measurement of the bone mineral content of the femoral neck by dual photon absorptiometry

Soumis à Invest. Radiol.

b) Communications

MALEZIEUX X. LECOUFFE P., ROUSSEAU J., MARCHANDISE X.

Bichromatic device for biological fat content determination

Nuclear Medicine Congress Budapest 1987 in Nuc Med 1987, 26, 149-190.

MALEZIEUX X., ROUSSEAU J., LECOUFFE P., HOSSEIN C., MARCHANDISE X.

Détermination quantitative de la masse grasse régionale chez l'homme: une nouvelle méthode.

XXVII Colloque de médecine nucléaire de langue française Liège sept 1987.

MALEZIEUX X., ROUSSEAU J., LECOUFFE P., HOSSEIN C., MARCHANDISE X.

Détermination quantitative de la masse grasse régionale chez l'homme: une nouvelle méthode.

Société de médecine du Nord, Lille 24 oct 1987

MALEZIEUX X., MARCHANDISE X., ROUSSEAU J., LECOUFFE P., HOSSEIN C.
Une nouvelle méthode de mesure in vivo de la graisse régionale
Colloque de la Société de Nutrition Lille 25 Jul 1988.

ROUSSEAU J., MALEZIEUX X., LECOUFFE P., MARCHANDISE X.
Soft tissue composition and femoral neck bone density determination
5th Congress of World Federation of Nuclear Medicine and Biology.
Montreal Aug. 26-31, 1990

MALEZIEUX X., ROUSSEAU J. MARCHANDISE X.
Contenu minéral osseux du col fémoral et composition des parties molles
IInd symposium on medical imaging research, Bordeaux Oct. 1990

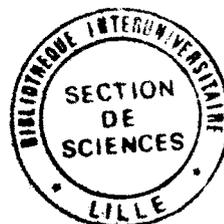
MALEZIEUX X., LECOUFFE P., ROUSSEAU J., MARCHANDISE X.
Soft tissue composition and femoral neck bone mineral determination
Symposium de Génie Biologique et médical, Nice Janvier 1991.

MALEZIEUX X., LECOUFFE P., ROUSSEAU J., MARCHANDISE X.
Soft tissue composition and femoral neck bone mineral determination
XXIInd European symposium on calcified tissues, Vienne, Mars 1991
in Calcif. Tissues 1991, 48 (suppl): A78.

MALEZIEUX X., ROUSSEAU J., MARCHANDISE X.
Densité minérale osseuse du col fémoral : correction de la mesure selon la composition des tis-
sus mous voisins
XXX colloque de médecine nucléaire de langue française Montpellier Oct 1991 in J. Franç.
Bioph. Med. Nucl.

c) Mémoires

[MAL85] MALEZIEUX X.
Programme de gestion des fichiers de densitométrie osseuse
Mémoire de Maîtrise d'informatique Lille 1985.



[MAL87-1] MALEZIEUX X.

Absorptiométrie biphotonique appliquée à la mesure de la proportion de graisse

Mémoire de DEA de productique automatique et informatique industrielle Lille 1987

[MAL87-2] MALEZIEUX X.

Evaluation de la masse grasse régionale: une nouvelle méthode

Thèse Méd. Lille 1987.

