



*PARTIE  
THEORIQUE*

## **I. RAPPELS SUR LE TISSU OSSEUX**

Ce rappel succinct sur le tissu osseux exige l'évocation de ses éléments constitutifs, leur fonctionnement et les différents mécanismes physiopathologiques susceptibles d'y être observés. Il aborde également les aspects importants que sont le vieillissement osseux et l'ostéoporose, entités génératrices de la fragilité osseuse et donc prévalant chez les patients à risque fracturaire considérable.

### **A. TISSU OSSEUX NORMAL [20]**

Le tissu osseux est un tissu spécialisé, caractérisé par la nature solide de la matrice extracellulaire (MEC). Le squelette a trois fonctions. Tout d'abord une fonction mécanique où le tissu osseux est un tissu résistant, ayant un rôle de soutien du corps, de locomotion et de protection des organes. Ensuite une fonction métabolique dans lesquelles le tissu osseux est un tissu dynamique, servant de réservoir de minéraux. Enfin, une fonction hématopoïétique dans lesquelles les os renferment dans leur espace médullaire la moelle hématopoïétique, dont les cellules souches qui sont à l'origine des cellules sanguines.

Le tissu osseux est un tissu vivant qui se renouvelle régulièrement. Le remodelage osseux résulte de l'équilibre de l'activité des cellules le composant [21].

## **1. Lignées de cellules osseuses**

Il existe deux lignées de cellules osseuses :

- **La lignée ostéoformatrice ou ostéoblastique** qui comprend les pré-ostéoblastes, les ostéoblastes et les cellules bordantes. On y inclut les ostéocytes. Ces derniers sont des cellules matures, incapables de se diviser, qui jouent un rôle dans la transmission des variations de contrainte mécanique. Les ostéoblastes sont les cellules ostéoformatrices, comme elles synthétisent la matrice osseuse collagénique et participent à sa minéralisation. Leur membrane est riche en phosphatase alcaline, qui reflète la formation osseuse et peut par conséquent être dosée dans le sang [20].
- **La lignée ostéorésorbante ou ostéoclastique** qui comprend les pré-ostéoclastes et les ostéoclastes. Les derniers cités sont de grandes cellules plurinucléées et résident dans une lacune de résorption. Ils secrètent une phosphatase acide tartrate résistante et sont équipées de plusieurs systèmes enzymatiques compatibles à leur fonction [20].

## **2. Matrice extracellulaire (MEC)**

Elle comporte une partie organique et une partie minérale.

**La partie organique** est composée de collagène à 90 %, essentiellement de type 1 (riche en proline et hydroxyproline), organisé en lamelles juxtaposées, d'où l'aspect d'os lamellaire. L'aspect tissé est observé lors de certaines pathologies comme la maladie de Paget ou de processus de réparation. Les protéines non collagènes (10 %) se différencient en protéines carboxylées,

glycoprotéines, sialoprotéines, protéoglycanes, en décorine et biglycane ; ainsi que les autres protéines d'adhésion [20].

La MEC contient également des cytokines et des facteurs de croissance, sécrétés par l'ostéoblaste.

**La partie minérale** est constituée essentiellement de cristaux d'hydroxyapatite de calcium [20].

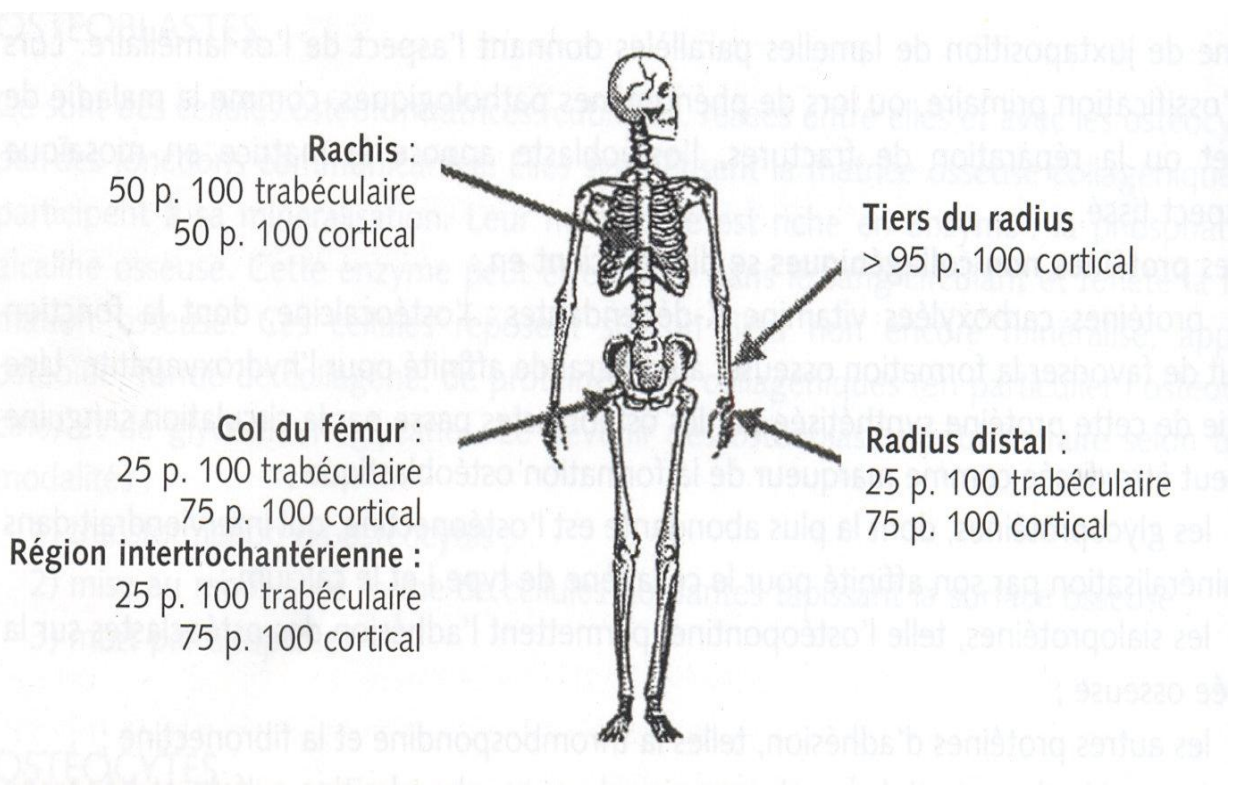
### **3. Constitution des os [20]**

Les trois variétés anatomiques d'os (longs, courts et plats) sont entourées d'une couche de tissu conjonctivo-vasculaire sauf au niveau des surfaces articulaires : le périoste. La constitution de l'os se résume en une couche externe de tissu osseux compact et une zone interne spongieuse.

Le tissu compact se caractérise par une organisation haversienne en ostéons, faite de lamelles disposées autour d'un canal. Le tissu spongieux ou trabéculaire siège dans les os courts, les os plats ainsi que les épiphyses et les métaphyses des os longs. L'os trabéculaire ne représente que 20 % de la masse osseuse mais 80 % des surfaces échangées. A l'inverse de l'os compact (3 % seulement), il est renouvelé chaque année, ceci à hauteur de 25 %.

Ainsi, la constitution des os va déterminer les mesures physiques et densitométriques. L'atténuation du rayonnement X est en grande partie due aux cristaux d'hydroxyapatite. La constitution de la moelle hématopoïétique varie avec l'âge, du fait d'une involution graisseuse. Elle peut interférer avec les mesures densitométriques [20].

La Figure 1 illustre la répartition de l'os trabéculaire et de celui cortical (compact) au niveau du squelette.



**FIGURE 1** : Répartition de l'os cortical par rapport à l'os trabéculaire dans le squelette [20].

## **B. REMODELAGE OSSEUX [21]**

C'est le processus de remplacement de l'os ancien par de l'os nouveau. Il ne doit pas être confondu avec le modelage, qui provoque le changement de taille et de forme des os au cours de la croissance. Le remodelage est constant quel que soit le type d'os. Il dure environ 4 mois chez l'adulte. Il comporte plusieurs phases. Tout d'abord, la phase d'activation est sous l'influence de facteurs

hormonaux et de cytokines. Ensuite, la phase de résorption du tissu osseux, durant laquelle les cellules ostéoclastiques différenciées résorbent l'os ancien et forment la lacune. Puis, la phase d'inversion durant laquelle les ostéoclastes meurent par apoptose à la fin de leur action de résorption. Enfin, la phase de formation du tissu osseux, réalisée en deux étapes qui sont la production de la MEC par les ostéoblastes et la minéralisation de cette dernière [20].

## **C. CAPITAL OSSEUX ET PERTE OSSEUSE**

### **1. Evolution de la masse osseuse [20]**

La masse osseuse augmente progressivement chez l'enfant et l'adolescent jusqu'au pic de masse osseuse. Ce pic ou capital osseux maximal, est atteint à des âges différents selon le sexe et le site osseux, mais pas après 18 ans. Ses déterminants sont génétiques (sexe, race) et environnementaux à un moindre degré (calcium, vitamine D, exercice physique). Ce capital osseux diminue lentement avec l'âge chez la femme comme chez l'homme. Chez la femme, la perte osseuse s'accélère à la ménopause du fait de la carence en estrogène. L'accélération post ménopausique de la perte osseuse correspond à un excès de résorption par augmentation du nombre de sites activés et perforation des travées amincies. Cette perte osseuse est asymptomatique. Son accélération lors de la ménopause est variable et sa conséquence sur la solidité osseuse dépend du niveau du capital osseux préalable [20].

## **2. Vieillesse osseuse**

Le vieillissement osseux « physiologique » correspond à une diminution de la formation et à un amincissement progressif des travées [22, 23]. Chez le sujet âgé, le réseau trabéculaire du corps vertébral est moins dense, les travées horizontales sont plus minces, ou même ont disparu. Les travées verticales résistent mieux. Le diamètre externe des os longs est augmenté. Toutefois, l'épaisseur corticale des os tubulaires est moins importante et la cavité médullaire est agrandie. La partie interne de la corticale est plus poreuse, la partie externe peu modifiée [20].

## **3. Mécanismes de la fragilité osseuse**

Les mécanismes conduisant à la fracture par fragilité osseuse sont nombreux. La solidité et la résistance de l'os sont conditionnées d'une part par des facteurs quantitatifs (la masse osseuse) ; d'autre part par des facteurs qualitatifs, nombreux et complexes. Cependant, ils peuvent être résumés de la manière suivante :

- les facteurs structuraux tels que la macro-architecture et la géométrie des os (taille et forme) ; la microarchitecture des os spongieux et de l'os cortical ;
- les facteurs biologiques que sont la qualité et le degré de minéralisation, la qualité du collagène et la présence de microfractures.

La fracture est la conséquence de tous ces déterminants plus ou moins intriqués : la qualité de l'os d'une part ; l'impact d'autre part, déterminé par le risque et le type de chute, influencé par les facteurs environnementaux et les fonctions physiologiques (équilibre, vision, masse musculaire, etc.) [20].

## **D. OSTÉOPOROSE**

### **1. Définition [20]**

L'ostéoporose est une maladie diffuse du squelette, caractérisée par une masse osseuse basse et des altérations microarchitecturales du tissu osseux, conduisant à une augmentation de la fragilité osseuse et du risque de fracture. Cette définition lève l'ambiguïté diagnostique de cette maladie longtemps définie par la présence de sa complication qui est la fracture.

### **2. Techniques de mesure densitométrique**

La mesure de la densité osseuse par des techniques non invasives permet d'évaluer les ostéopathies fragilisantes. De ce fait, elle constitue l'élément central de leur prise en charge. Des études biomécaniques ont montré que la densité osseuse ainsi mesurée est fortement corrélée à la résistance osseuse. Plusieurs techniques de mesure sont disponibles, autorisant l'évaluation des os périphériques ou axiaux, des secteurs trabéculaires ou corticaux [24].

En plus de la DXA centrale (rachis, hanche), les autres méthodes de mesure de la densitométrie au niveau du rachis et de la hanche [25, 26] sont les tomodensitométries quantitatives [27, 28]; il existe également la DXA périphérique, qui s'adresse à l'avant-bras, la cheville ou la main [29]; l'échographie quantitative peut être pratiquée au niveau de la cheville ou d'autres sites périphériques [24,30].

En principe, la DXA périphérique et l'échographie quantitative offrent l'avantage de méthodes peu chères et convenantes du statut squelettique, qui présentent l'attrait de la possibilité d'un usage à grande échelle. Toutefois, en



pratique, elles sont très peu corrélées à la DXA centrale (rachis + hanche), avec des coefficients de corrélation de l'ordre de 0,5 à 0,65 [29,31].

L'absence de concordance avec la DXA centrale représente une barrière en vue d'un consensus sur l'usage de ces autres méthodes [29,31, 32].

L'un des avantages cliniques importants de la DXA sur les autres méthodes de mesure de la densité osseuse est que sa capacité d'identification des patients à risque de fracture a été évaluée et prouvée par un grand nombre d'études épidémiologiques [33]. Parmi les dites études, la plus informative est celle de la SOF (Study of Osteoporotic Fractures), conduite aux USA sur 9704 femmes blanches âgées d'au moins 65 ans. Les données récemment publiées, consécutives à 10 années de suivi [34], confirment que l'association entre la DMO et le risque de fracture possède une fiabilité statistique significativement élevée pour plusieurs types de fractures. Ces mêmes données montrent que la prédiction de la fracture de hanche à partir de la mesure de la DMO de la hanche et par DXA, possède la valeur du risque relatif la plus grande qui soit et est par conséquent le type le plus fiable de l'examen par DXA [34].

Une autre étude récente de la relation DMO de la hanche/risque fracturaire de la hanche, basée sur une méta-analyse de 12 études différentes du Canada, d'Europe, du Japon et d'Australie, a retrouvé des valeurs du risque relatif similaires à celles de l'étude du SOF, ceci tant chez les hommes que les femmes [35].

### **3. Densitométrie et fracture ostéoporotique**

De nombreuses études transversales ont montré que les sujets ayant des fractures ostéoporotiques avaient des densités osseuses plus basses que les sujets de même âge sans fracture. Il existe toutefois un chevauchement des valeurs : certains non fracturés ont des densités très basses, d'un niveau comparable à celui de certains sujets fracturés. Cette constatation a longtemps discrédité la méthode, en raison d'une erreur d'interprétation. La densitométrie n'est pas utile au diagnostic de fracture mais à celui de diminution de la densité osseuse [20].

Les études prospectives ont confirmé ce que celles biomécaniques avaient montré : il existe un gradient de densité entre la diminution de la densité osseuse et le risque de survenue de fracture. Les études prospectives permettent d'estimer un risque relatif. Par conséquent, comme pour la mesure du cholestérol ou de la pression artérielle, la mesure de la densité osseuse ne permet pas d'éliminer un risque individuel. En effet, on ne peut répondre à la question : « qui fera une fracture ? ». En revanche, on peut classer un sujet dans une catégorie à risque plus ou moins grand [36].

Il existe des facteurs de risque d'ostéoporose, c'est-à-dire de densité osseuse basse. Ces facteurs, issus d'études épidémiologiques, ne sont pas d'usage simple en clinique. Il est en effet impossible de prédire, pour un individu donné, à partir de l'analyse des facteurs de risque, la valeur de la densité osseuse [37, 38, 39, 40]. Si celle-ci est utile au praticien, elle ne doit pas être estimée mais mesurée. En France, l'agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé (ANAES) a retenu une liste de facteurs « utiles », c'est-à-dire dont la présence

est une indication à une mesure de densité osseuse. (**TABLEAU I et TABLEAU II**)

**TABLEAU I** : Facteurs de risque d'ostéoporose à prendre en considération pour l'indication de la densitométrie (d'après ANAES 2001 : « l'ostéoporose chez les femmes ménopausées et les sujets traités par corticoïdes : méthodes et indications ») [20].

Age

Population blanche ou asiatique

Antécédents personnels de fracture après 40 ans

Antécédents familiaux de fracture ou d'ostéoporose

Immobilisation prolongée ou inactivité physique

Indice de masse corporelle (IMC) bas (< 19 kg/m<sup>2</sup>) ou faible poids ou perte de poids

Déficit oestrogénique

Consommation de tabac et d'alcool

Faibles apports en calcium et en vitamine D

Prise de glucocorticoïdes au long cours

Hyperthyroïdie

Hyperparathyroïdie

**TABLEAU II** : Facteurs de risque à prendre en considération lors de l'estimation du risque fracturaire et la décision thérapeutique [20,36].

<b>Facteurs indépendants de la densité minérale osseuse</b>
Age +++ Antécédents personnels de fracture Corticothérapie ancienne ou actuelle Antécédents de fracture de l'extrémité supérieure du fémur chez les parents de premier degré Baisse de l'acuité visuelle Insuffisance de masse corporelle (< 19 kg/m <sup>2</sup> ) Troubles neuromusculaires ou orthopédiques Consommation de tabac Mauvais état de santé (plus de 3 maladies chroniques) Hyperthyroïdie Polyarthrite rhumatoïde Cancer du sein Augmentation du remodelage osseux : élévation des marqueurs de résorption
<b>Facteurs liés à la densité minérale osseuse</b>
Ménopause prématurée Aménorrhée primaire ou secondaire Immobilisation prolongée Carences vitamino-calciques

Ainsi, la mesure de la densité osseuse est indispensable à la prise en charge des ostéopathies fragilisantes, et en particulier de l'ostéoporose. L'examen de référence est l'absorptiométrie biphotonique à rayons X (DXA), technique largement répandue et utilisée désormais au quotidien. Comme toute technique de mesure, son usage nécessite une assurance qualité, qui repose à la fois sur le contrôle de qualité de la machine et la formation de l'utilisateur. En dépit de la disposition de machines de haute technologie, il existe de nombreux pièges dans la réalisation pratique de ces examens [20].

La densitométrie par DXA permet un bon usage des traitements anti-ostéoporotiques, dans le contexte d'une évaluation multifactorielle du risque de fracture [20].

## **II. NOTIONS DE DENSITOMETRIE OSSEUSE**

La densitométrie osseuse se propose de répondre au problème de détermination des individus courant un risque de fracture plus élevé avec l'âge. Cependant, un certain nombre de facteurs doivent être pris en considération quant à l'approche, la méthodologie, l'analyse et l'application des résultats qu'elle génère. Un petit historique nous permettra tout d'abord de revisiter le cheminement ayant abouti aux contextes et connaissances actuels.

### **A. HISTORIQUE**

La DXA, telle qu'elle est connue aujourd'hui, est le fruit d'un développement scientifique et technique qui a débuté il y a une trentaine d'années, et qui ne cesse de progresser. Plusieurs étapes ont précédé la DXA.

- i. L'absorptiomètre monophotonique, a été décrite par Cameron et Sorenson en 1963 [41]. L'énergie utilisée était une source à rayons gammas tels que  $^{125}\text{I}$  ou  $^{241}\text{Am}$ . La mesure ne pouvait s'effectuer qu'à hauteur constante et connue des parties molles et l'os était mesuré plongé dans l'eau ou entouré d'un matériau dont les caractéristiques d'absorption sont comparables à celles des tissus mous, tel le plexiglas. La mesure s'effectuait donc sur les os périphériques, principalement le radius et le calcaneum, mais également l'humérus ou le fémur distal [42].
- ii. L'absorptiomètre monophotonique à rayons X, a remplacé la première citée, en utilisant une source à rayons X à la place de celle radioactive. Cette dernière permettait d'avoir des appareils de plus petite taille, plus

- stables, d'usage facile et délivrant une irradiation très faible aux patients. Le recours à une énergie monophotonique imposait toujours de reposer l'avant-bras du patient dans l'eau [20].
- iii. L'absorptiométrie biphotonique (DPA) utilisant une source radioactive a été une avancée importante dans le domaine de la densitométrie. Elle a permis la mesure des sites osseux profonds tels que le rachis et la hanche. Plusieurs modèles différents ont été construits. Deux sources ( $^{125}\text{I}$  et  $^{241}\text{Am}$ ) ou  $^{241}\text{Am}$  et  $^{137}\text{Cs}$ ) ont été utilisées en fonction des sites mesurés. Le gadolinium ( $^{153}\text{Gd}$ ), qui émet des photons à deux énergies différentes (44 et 100 KeV), a par la suite été introduit, permettant la mesure des différents sites par le biais de la même source. La mesure de la densité osseuse corps entier et de la composition corporelle a été possible en ayant recours à un modèle à trois compartiments qui sont l'os, le muscle et la graisse [43]. L'utilisation clinique de la DPA a été possible dès les années 1980 par un appareil commercialisé par Novo et Lunar. Toutefois, à cette époque, les inconvénients de l'usage d'une source radioactive, une faible résolution générant une image de mauvaise qualité, une reproductibilité moins bonne, représentaient autant de limites de ces appareils comparativement à ceux actuels.
- iv. La DXA a remplacé la DPA et permis de raccourcir le temps d'examen, d'améliorer la résolution de l'image et de diminuer l'irradiation. Le premier appareil DXA a été commercialisé par Hologic en 1987 [44]. Dès lors, les efforts conjugués des différents constructeurs ont permis des

améliorations constantes, tant sur le plan technologique qu'informatique, avec comme corollaire une grande fiabilité.

## **B. PRINCIPES PHYSIQUES DE LA DENSITOMETRIE OSSEUSE PAR DXA**

### **1. But**

Le but de la mesure de densité osseuse est de mesurer la quantité du minéral osseux qui est supposée être de l'hydroxyapatite.

### **2. Principe**

Le principe de l'absorptiométrie [45] repose sur la mesure de l'absorption des photons. Cette dernière dépend de l'énergie d'émission, de la nature et de l'épaisseur du milieu traversé. Selon la loi générale, on a :  $I = I_0 e^{-\mu d}$

Où  $I$  est l'énergie résiduelle,  $I_0$  l'énergie initiale émise,  $\mu$  le coefficient d'atténuation linéaire (dont l'expression est inverse d'une longueur), et  $d$ , l'inconnue, est l'épaisseur du tissu. L'équation est modifiée en utilisant l'absorption volumique. Si  $\rho$  est la masse volumique du matériau, alors :

$$I = I_0 e^{-\frac{\mu}{\rho} d \rho}$$

Où  $d\rho$  est la masse surfacique.

Si  $\mu$  s'exprime en  $\text{cm}^{-1}$ ,  $\rho$  en  $\text{g}/\text{cm}^3$  ; alors  $d\rho$  s'exprime en  $\text{g}/\text{cm}^2$ . Lorsque le tissu traversé est constitué d'un élément, alors :

$$d\rho = \frac{\text{Log} \frac{I_0}{I}}{\frac{\mu}{\rho}}$$



Le tissu traversé peut être assimilé à un milieu constitué de 2 éléments (os et parties molles), alors :

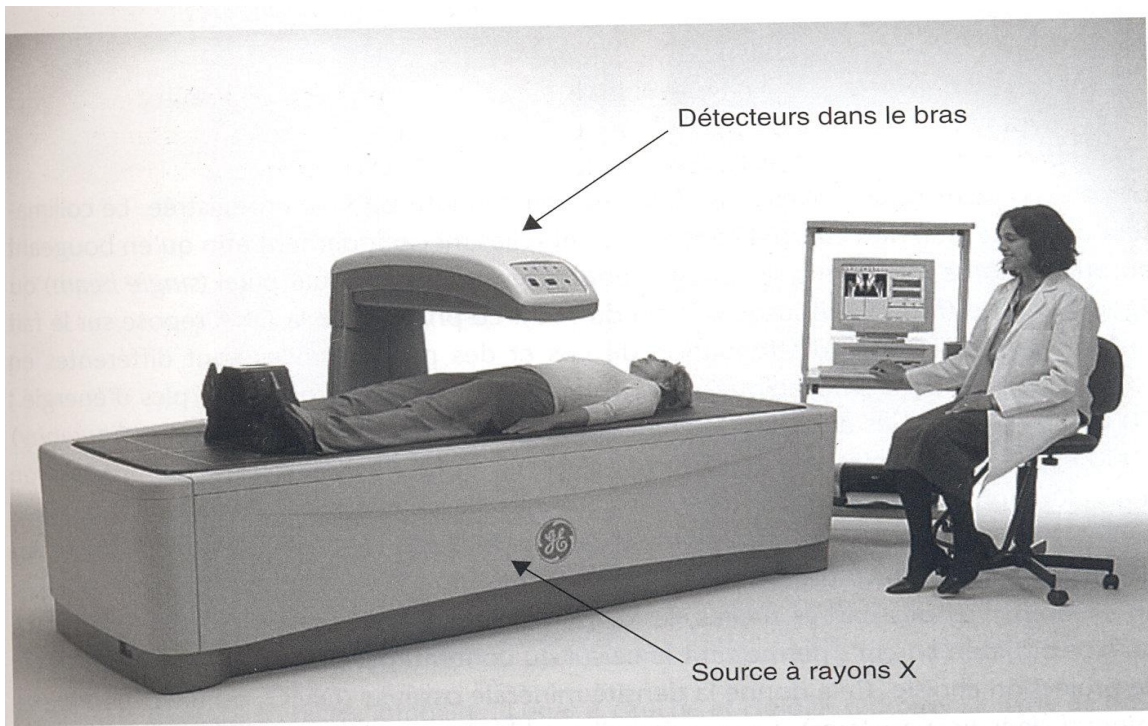
$$I = I_0 e^{-(\mu_1 d_1 + \mu_2 d_2)}$$

Lors de la DXA, l'on considère deux énergies différentes  $I_0$  et  $I'_0$  pour résoudre le système, constitué de deux équations à deux inconnues. L'atténuation de la basse énergie par les tissus mous est plus élevée que celle de la haute énergie. Elle est nettement plus élevée par l'os, du fait du coefficient d'atténuation plus élevé pour la basse énergie. Si le profil de haute énergie est multiplié par un facteur  $k$  ( $k$  est égal au rapport du coefficient d'atténuation des tissus mous de la basse énergie à la haute énergie), les deux profils deviennent égaux pour les parties molles. La différence entre le profil de haute énergie, corrigé par le facteur  $k$ , de celui de la basse énergie, permet d'avoir la variation de la densité minérale osseuse (DMO) pixel par pixel. En pratique, en raison de la variation de la composition des tissus mous entre les différents patients, il est indispensable d'utiliser les tissus mous adjacents à l'os mesuré comme référence d'épaisseur et de composition identiques [46].

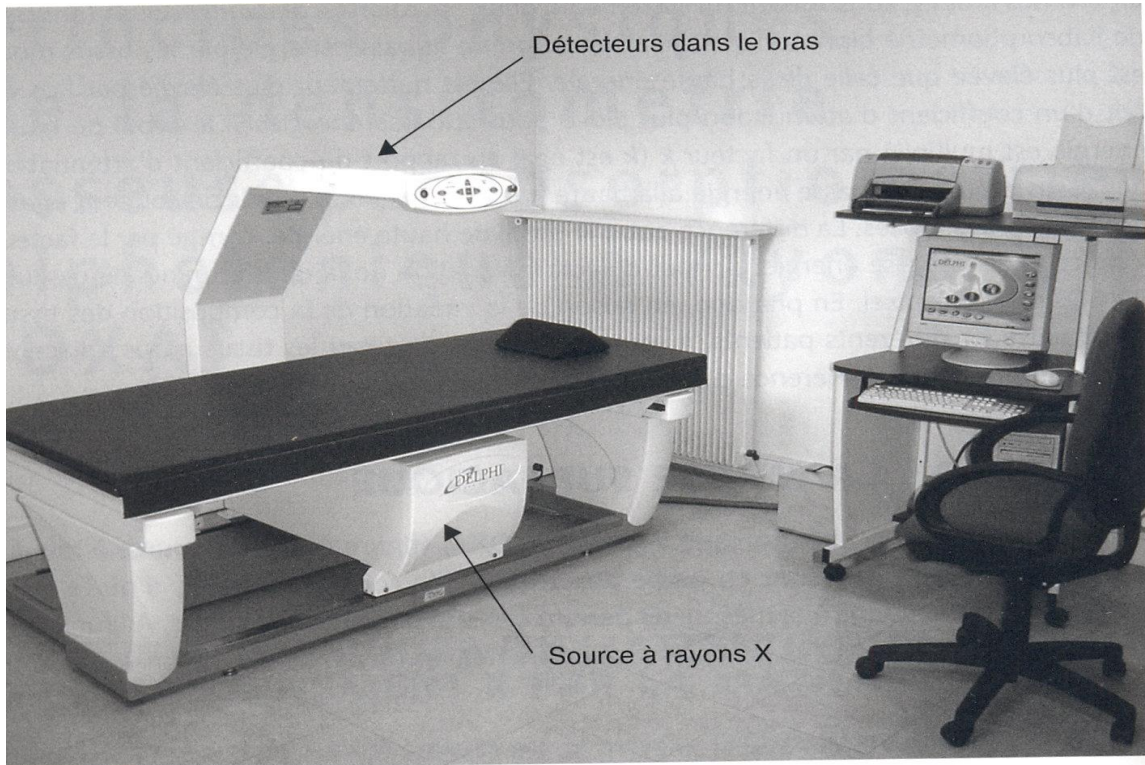
### **C. CALCUL DE LA MASSE SURFACIQUE**

Dans la DXA (Figures 2 et 3), une source à rayons X émet des photons qui sont en partie absorbés par le corps du patient, d'où le nom d'absorptiométrie donné à la mesure de densité osseuse par cette technique. A leur sortie de la source à rayons X, ces photons sont collimatés en un rayon. Celui-ci traverse le corps du patient pour arriver à un détecteur, où son intensité est enregistrée. Le principe de la DXA repose sur le fait que les caractéristiques d'atténuation de l'os et des

parties molles sont différentes en fonction de l'énergie photonique. Les rayons X sont émis soit par deux pics d'énergie : 70 et 140 kVp sur les appareils de type Hologic QDR 1000 et 2000 ; soit avec une tension d'accélération unique associée à une filtration, qui divise le spectre de rayons X en deux pics de haute et basse énergie (appareils Lunar et Norland). Cela a pour but de différencier l'absorption par l'os de celle des parties molles. En effet, en séparant l'os des parties molles, le logiciel reconnaît le contour de l'os et calcule sa surface projetée en  $\text{cm}^2$ , permettant le calcul du contenu minéral osseux (CMO) dans la surface de projection choisie. Cela donne la DMO, en  $\text{g}/\text{cm}^2$ . La quantité d'os présente en grammes est ainsi calculée par le produit DMO ( $\text{g}/\text{cm}^2$ ) x surface ( $\text{cm}^2$ ) [47]. La densité fournie par les appareils DXA est donc une masse surfacique exprimée en  $\text{g}/\text{cm}^2$  et non pas une densité volumique en  $\text{g}/\text{cm}^3$ .



**FIGURE 2:** Appareil Lunar Prodigy Advance [20]

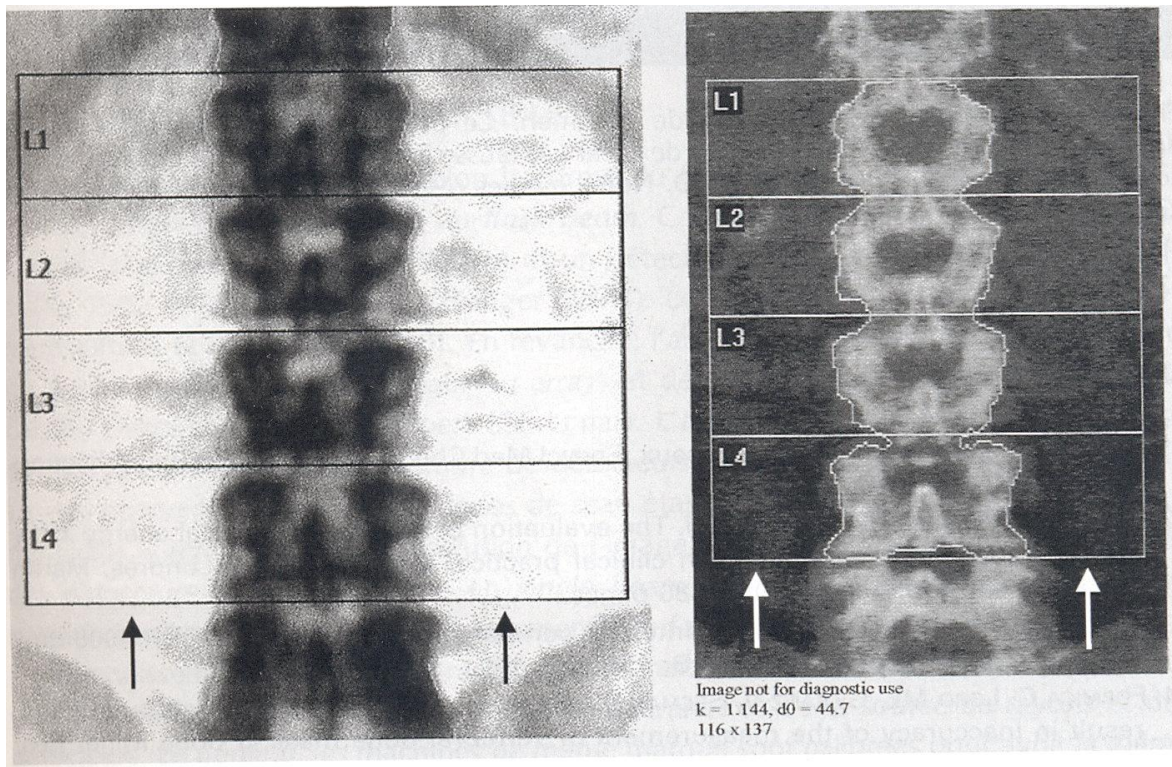


**FIGURE 3** : Appareil Hologic Delphi W. La source à rayons X se trouve sous la table et les détecteurs dans les bras [20].

#### **D. NOTION DE LIGNE DE BASE**

L'atténuation du rayon dans l'air est équivalente à zéro. Elle augmente graduellement avec l'épaisseur des tissus mous. Lorsque le rayon traverse l'os, son atténuation augmente rapidement. La différence entre l'atténuation du rayon due à l'os et celle due aux parties molles adjacentes (Figure 4) – donc considérées d'épaisseur et de compositions identiques aux parties molles en avant et en arrière de l'os - (constituant la ligne de base) permet le calcul du CMO dans la surface de

projection choisie. La correction de la ligne de base est l'opération consistant à corriger le contenu minéral mesuré par l'éventuel contenu minéral trouvé dans les parties molles. C'est pourquoi la présence de matériel radio-opaque dans les parties molles peut perturber cette ligne de base et fausser les calculs. L'inhomogénéité de la distribution de la graisse dans les parties molles avec l'âge, peut être une cause d'erreur de mesure [48]. Cette ligne de base explique l'importance de la zone globale d'analyse.



**FIGURE 4 :** Examen de rachis lombaire ; Lunar à gauche, Hologic à droite. La ligne de base est calculée à partir des parties molles qui entourent le rachis et qui sont à l'intérieur de la région d'intérêt (flèches) [20].

## **E. TECHNOLOGIE DES DENSITOMETRES A RAYONS X**

### **1. Détecteurs de faisceaux**

On peut disposer d'un ou de plusieurs détecteurs. Ce sont des photomultiplicateurs à cristal NaCl (pour les systèmes de conception ancienne) ou de semi-conducteurs (pour les appareils récents). Les faisceaux générés sont uniques ou multiples et il existe plusieurs technologies en fonction de la forme du faisceau et du nombre de détecteurs : single beam, fan beam ou flash beam [20].

Pour les appareils à faisceau et détecteur uniques, les avantages sont le faible rayonnement diffusé et le faible coût. En revanche, l'acquisition est plus lente. D'autres appareils ont recours à un faisceau en éventail associé à plusieurs détecteurs. L'acquisition est plus rapide et l'image de plus haute résolution. Le rayon en single beam est toujours perpendiculaire à l'os mesuré. Il n'y a donc aucun agrandissement. Du fait de sa forme, le fan beam entraîne un agrandissement dans le sens médio-latéral mais pas dans celui cranio-caudal [49,50]. Cet agrandissement dépend de la distance séparant l'os de la source des rayons et des détecteurs. En général, les machines de même marque sont calibrées pour avoir la même DMO.

### **2. Détection des contours – calibration**

Les appareils Lunar utilisent un algorithme de détection des contours qui incorpore la pente des pixels au bord de l'os [51]. Les appareils Hologic utilisent un seuil fixe, de  $0,2 \text{ g/cm}^2$ , qui sépare l'os des parties molles. Celui-ci

exclut à un moindre degré les apophyses transverses et donne par conséquent une surface plus élevée. Cette note technique est une des raisons pour lesquelles les appareils Hologic expriment une densité plus basse que ceux de type Lunar [52].

La calibration est interne sur les appareils Hologic. Elle est simultanée et continue à l'aide d'un « cylindre de calibration » (roue de calibration sur les anciens modèles). Sur les appareils Lunar, elle est externe et discontinue et doit être effectuée de façon régulière (quotidienne) par l'utilisateur, à l'aide du bloc d'assurance qualité livré avec l'appareil [20].

### **3. Différences technologiques entre les appareils**

Du fait de l'usage de technologies et du choix de références tissus mous et tissus osseux différents, les résultats de densités osseuses fournis par les appareils de divers constructeurs diffèrent [53, 54, 55, 56]. Au rachis, les appareils Lunar donnent des résultats plus élevés (en moyenne 11,7 %) que ceux Hologic. En moyenne, ces différences s'élèvent à 17,5 ; 16,9 et 25,7 %, respectivement au col fémoral (CF), au trochanter et à la région de Ward [53, 55, 57]. Les constructeurs utilisent également des techniques différentes de prise en compte de la graisse médullaire. En outre, le positionnement de certaines régions d'intérêt, notamment celles du CF (plus proximale sur Lunar que sur Hologic) et le fémur total (FT), est différent d'un constructeur à l'autre, rendant la comparaison des résultats, à l'échelon individuel, impossible. Par ailleurs, les résultats d'appareils de même marque ne sont pas tous identiques [58, 59].

## **F. IRRADIATION ET RADIOPROTECTION**

Il est important de connaître l'ordre de grandeur de l'irradiation reçue par le patient, ainsi que celle reçue par le manipulateur lors d'un examen de densitométrie osseuse. Dans ce contexte, la règle générale appliquée relève du mot anglo-saxon ALARA (« as low as reasonably achievable ») qui signifie la plus basse possible [20].

### **1. Effets du rayonnement et types de doses**

Il existe deux effets du rayonnement à savoir les déterministes et les stochastiques.

Les premiers sont entièrement déterminés par des événements antérieurs à leur manifestation. Ils résultent de la mort d'un grand nombre de cellules. Ils n'apparaissent qu'au dessus d'une dose seuil et leur gravité augmente avec la dose d'irradiation. Les effets déterministes, qui ne sont atteints qu'à des doses très élevées, sont précoces et réversibles si les lésions ne sont pas trop sévères [20].

Quant aux effets stochastiques, qui nous intéressent spécialement en DXA, ils sont aléatoires, dus à une mutation. En cas d'affection d'une cellule somatique, l'effet le plus important est le cancer. Si les cellules germinales sont concernées, l'effet sera génétique et pourra se transmettre, se traduisant par des malformations ou des maladies chez l'individu exposé. Plusieurs points les caractérisent :

- ils n'ont pas de seuil ;

- leur fréquence est corrélée à la dose de rayonnement mais leur gravité reste inchangée ;
- leur manifestation est tardive (plusieurs années voire des dizaines d'années après l'irradiation) chez quelques-uns seulement des individus exposés ou leur descendance ;
- ils sont non spécifiques ;
- le risque n'est pas uniforme pour l'ensemble du corps.

Par ailleurs, il faut distinguer la dose à la peau de la dose à l'organe dite « dose efficace ». En effet, le risque de développer un cancer à long terme n'est pas le même pour les différents tissus et organes, dont la radiosensibilité varie. Le concept de dose efficace a été introduit afin de définir ce risque. Elle n'est pas mesurable, mais elle est calculable. Elle est virtuelle mais très importante, comme elle autorise des comparaisons entre techniques. La dose efficace correspond à l'irradiation corporelle totale entraînant un risque de même importance [20].

## **2. Dose d'irradiation reçue par le patient**

Lors de la densitométrie osseuse par DXA, le rayonnement du patient, mesuré en micro sieverts ( $\mu\text{Sv}$ ), est très faible et ne pose donc pas de problème éthique en cas de répétition des examens. Pour un examen postéro-antérieur du rachis lombaire en mode faisceau unique, il est classiquement dit que cette dose équivaut au dixième de ce que reçoit un patient lors d'une radiographie pulmonaire. Elle est également inférieure au rayonnement reçu lors d'un vol en



avion Paris – New York (60  $\mu\text{Sv}$ ). La dose d'irradiation diffère selon l'appareil, le site mesuré et le mode de scan utilisé [46, 60].

Des tables d'irradiation sont disponibles pour chaque appareil.

A titre de comparaison (dose efficace) [60, 61, 62] :

- radiographie pulmonaire : 50 à 300  $\mu\text{Sv}$  ;
- radiographie du rachis lombaire, incidence latérale : 530  $\mu\text{Sv}$  ;
- radiographie du rachis lombaire, incidence antéropostérieure : 900  $\mu\text{Sv}$  ;
- radiographie du rachis dorsal, incidence latérale : 290  $\mu\text{Sv}$  ;
- radiographie du rachis dorsal, incidence antéropostérieure : 480  $\mu\text{Sv}$  ;
- scanner de la tête : 3400 à 5500  $\mu\text{Sv}$  ;
- scanner pelvien : 6000  $\mu\text{Sv}$  ;
- scintigraphie osseuse : 4000  $\mu\text{Sv}$  ;
- irradiation naturelle quotidienne : 7  $\mu\text{Sv}$ .

Le **TABLEAU III** illustre le degré d'irradiation au niveau de la peau du patient ainsi que les doses efficaces correspondantes pour quelques appareils de type Lunar [20].

**TABLEAU III:** Dose au niveau de la peau du patient ( $\mu\text{Gy}$ ) et dose efficace ( $\mu\text{Sv}$ ) pour quelques appareils Lunar [20].

	Mode	Dose à la peau Prodigy $\mu\text{Gy}$	Dose à la peau DPX-PRO $\mu\text{Gy}$	Dose* Prodigy $\mu\text{Sv}$	Dose* DPX-PRO $\mu\text{Sv}$
Rachis AP	Epais	83	41	1,4	0,75
Rachis AP	Standard	37	20	0,7	0,375
Rachis AP	Mince	9	5	0,175	0,09
Fémur	Epais	83	41	1,35	0,65
Fémur	Standard	37	20	0,675	0,325
Fémur	Mince	9	5	0,169	0,0813
Double fémur	Epais	83	41	2,7	1,3
Double fémur	Standard	37	20	1,35	0,65
Double fémur	Mince	9	5	0,3375	0,1625
Avant-bras	Standard	2	3	0,01	0,01
Corps entier	Epais	0,74	0,4	1	0,32
Corps entier	Standard	0,37	0,2	0,5	0,016
Corps entier	Mince	0,37	0,2	0,5	0,16

\* dose efficace

Des études ayant recours à des logiciels pédiatriques ont également démontré la très faible irradiation chez l'enfant [63]. Par exemple, un enfant ayant un examen du rachis et un autre du corps entier recevra une dose efficace de 0,31  $\mu\text{Sv}$ . Les calculs montrent qu'il aura, durant sa vie, un risque infiniment faible, de  $5 \times 10^{-8}$  de développer un cancer fatal à cause de cette irradiation.

### **3. Dose d'irradiation reçue par le manipulateur**

Il existe des recommandations spécifiques aux densitomètres à rayons X. La distance minimale recommandée entre le poste du manipulateur et le centre de la table pour les appareils Lunar et Hologic utilisant le mode Single Beam est de 1 mètre. Dans ces conditions (1 m), l'exposition est de 0,05 à 0,5  $\mu\text{Sv}$  par heure. Elle diminue avec le carré de la distance à la source. Pour les appareils Hologic utilisant le mode Fan Beam, cette distance passe à 2 m [64]. Il est estimé que la dose d'irradiation utilisée lors des logiciels pédiatriques est la même que pour ceux des adultes.

Un cas particulier est représenté par **la femme enceinte**, que ce soit en tant que patiente ou manipulatrice [65]. Dans le premier cas, la limite du risque fœtal est située entre 100 et 200 mGy. L'effet de l'irradiation dépend du stade de la grossesse. La manipulatrice enceinte devra s'entourer de certaines précautions parmi lesquelles le port d'un tablier plombé, d'un dosimètre (Figure 5), de même éviter de s'approcher de la table lorsque les rayons X sont activés.

Dans les pays occidentaux, la dosimétrie est régie par la loi. En France, l'arrêté du 30 décembre 2004 relatif à la carte individuelle de suivi médical et aux

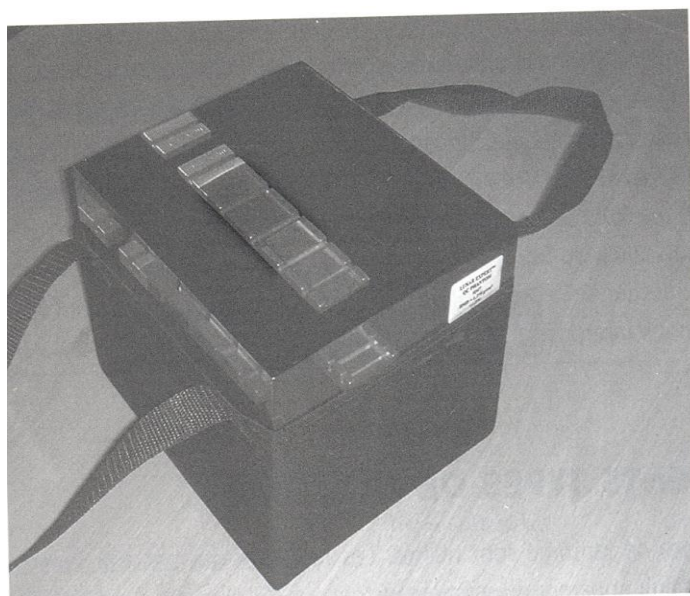
informations individuelles de dosimétrie des travailleurs exposés aux rayonnements ionisants, énonce toutes les conditions de son usage [20].

Par ailleurs, l'usage des appareils de densitométrie osseuse par DXA impose le respect des règles d'assurance qualité. Ceci implique une formation appropriée des utilisateurs et le contrôle de qualité (QC) des machines.

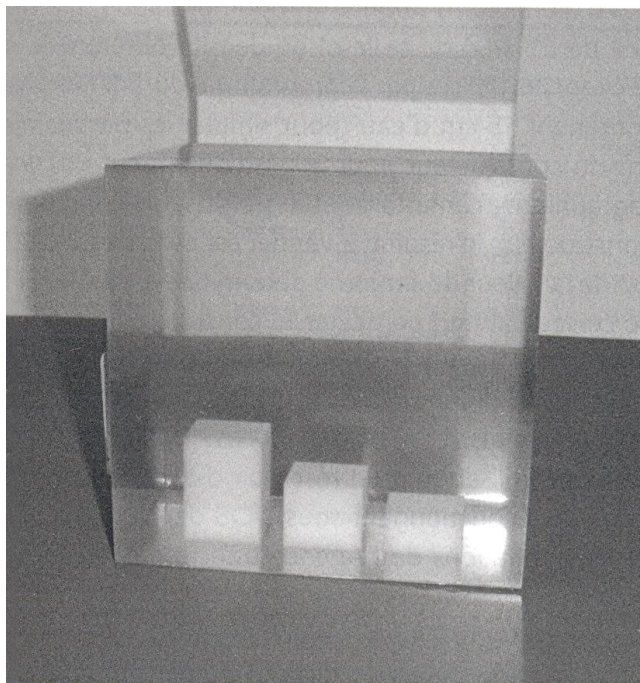
Ce QC repose sur quatre critères essentiels qui sont l'exactitude, la reproductibilité, la linéarité et la stabilité. D'un point de vue purement technique, la résolution spatiale, la reconnaissance des contours et celle du bruit de fond sont autant d'autres paramètres importants. Dans la pratique, le QC se fait par la mesure d'un fantôme livré généralement par le constructeur avec l'appareil. Par conséquent, il en existe divers types [20]. **(Figures 6,7,8,9)**



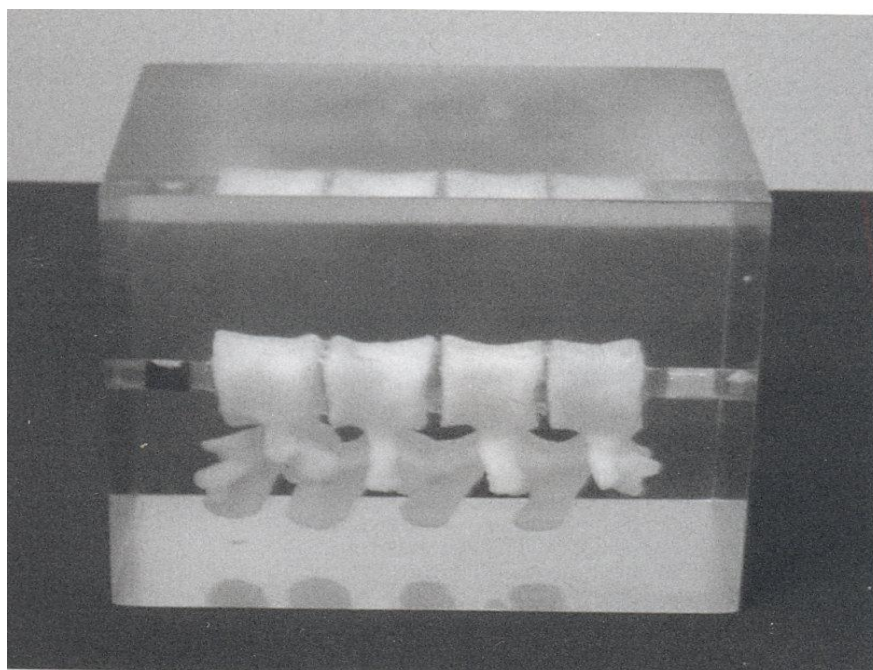
**FIGURE 5** : Exemple d'un film dosimètre [20].



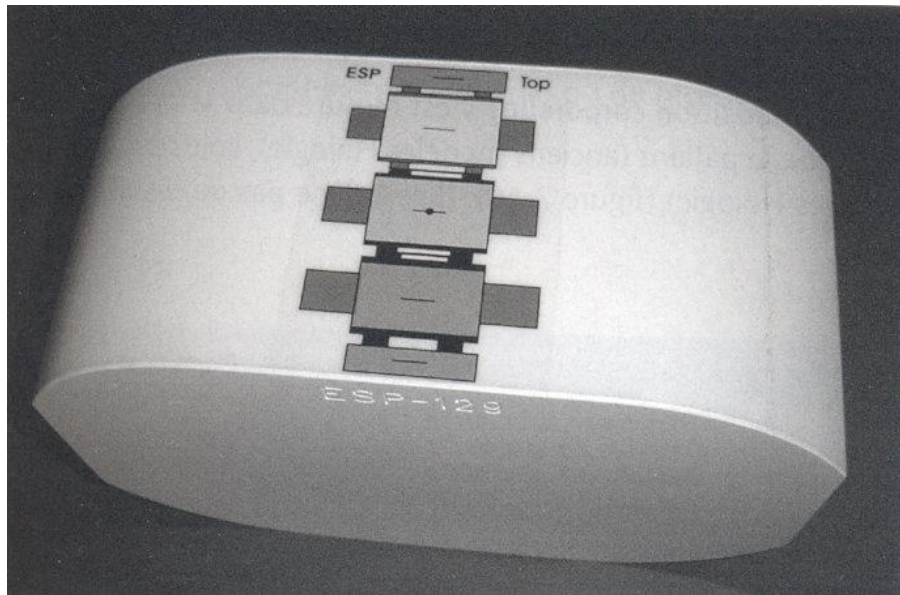
**FIGURE 6** : Nouveau fantôme Lunar (cliché GE Lunar) [20].



**FIGURE 7** : Hologic Block Phantom [20].



**FIGURE 8** : Fantôme Hologic [20].



**FIGURE 9** : European spine phantom [20].

Finalement, le contrôle de qualité sert à mesurer le bon fonctionnement de l'appareil. Pour tous les appareils, les résultats de DMO, CMO et surface du fantôme sont disponibles et peuvent être présentés sous la forme de courbes.

Les règles du contrôle de qualité proposées s'appliquent sur le résultat total du fantôme [66,67]. L'exactitude de la mesure d'un appareil d'une marque donnée n'est pas la même chez un sujet ostéoporotique, normal ou arthrosique [55, 67]. Plusieurs méthodes ont été proposées en vue de la vérification de la performance du densitomètre. Elles concernent les résultats de DMO, de CMO et de surface [66] du fantôme de façon informatisée.

## **G. REGLES DU CONTROLE QUALITE [20, 68, 69, 70, 71, 72]**

### **1. Inspection visuelle de la courbe des résultats du fantôme (DMO, CMO, SURFACE).**

Elle devrait être quotidienne, surtout pour la DMO. Elle vérifie les faits suivants :

- les résultats du fantôme se situent à l'intérieur des limites de la courbe (à  $\pm 1,5$  % de la moyenne, ce qui correspond à  $\pm 3$  déviations standards pour les appareils Hologic). Toutefois, l'usage de ce seuil n'est pas suffisant pour juger la stabilité de l'appareil ;
- le coefficient de variation (CV) des résultats du fantôme est acceptable ( $< 0,5$  %). Cependant, ce chiffre ne doit pas être considéré isolément ;
- pour les appareils Hologic, la valeur du taux de variation annuel (« rate of change »). Celui-ci ne devrait pas dépasser la valeur de l'écart type de cette variation [20].

L'avantage de cette méthode est d'apporter l'expertise et d'éliminer les fausses alarmes cliniquement non significatives. Ses principaux inconvénients sont la nécessité d'une certaine expérience, le retard relatif dans le diagnostic d'une dérive , le manque de sensibilité ainsi que la difficulté de déterminer de façon précise la date de début de cette dérive.

Aussi, un certain nombre de règles ont été préconisées en la matière.



## **2. Règles de Shewhart [70, 72]**

Elles stipulent qu'une anomalie est présente si le résultat du fantôme dépasse la moyenne :

- une mesure : à plus de 1,5 % de la moyenne (qui reflète une erreur probablement aléatoire d'où la nécessité d'une répétition) ;
- deux mesures consécutives : à plus de 1 % de la moyenne, du même côté (erreur systématique) ;
- deux mesures consécutives, s'écartant l'une de l'autre, de plus de 2 % de la moyenne (indiquant une instabilité) ;
- quatre mesures consécutives de plus 0,5 % de la moyenne, du même côté (traduisant une erreur systématique) ;
- dix mesures consécutives du même côté de la moyenne (indiquant une erreur systématique).

Ainsi, si les règles de Shewhart détectent une anomalie, il faut refaire une mesure. Dans le cas où la nouvelle mesure est acceptée, il faut l'ajouter dans le QC. Sinon, il faut refaire le fantôme 5 fois et calculer la moyenne. Si la moyenne est acceptée, on admet qu'il n'y a pas de dérive de l'appareil. Par contre, si cette moyenne confirme l'anomalie, une dérive débute probablement. Il est alors conseillé de contacter le fabricant pour une vérification.

Les règles de Shewhart présentent l'avantage d'être applicables pour tous les utilisateurs. La manière la plus simple de les appliquer consiste à calculer la valeur moyenne du fantôme ainsi que les différents seuils à  $\pm 0,5$  ; 1 et 1,5 %

et d'en faire un tableau. Il suffira ensuite de cocher la ou les cases correspondantes [20].

### **3. Règle du CUSUM (somme cumulée) [69]**

Son principe est de calculer la somme des écarts du résultat du fantôme par rapport à la moyenne, exprimés en écarts types. L'addition des écarts devient effective à partir d'un seuil de 0,5 écart type comme écart minimal. Lorsque le CUSUM atteint 5, une dérive est présente. Cette méthode comporte l'avantage d'une bonne sensibilité et d'un faible taux de fausses alarmes [69].

### **4. Règle de la moyenne mobile [69]**

Le principe est de calculer la moyenne et l'écart type des mesures de 25 scans du fantôme et de les considérer comme valeurs de référence. Le même calcul sera répété sur les scans n° 2 à 26, puis 3 à 27 ; 4 à 28, etc. La comparaison de chaque moyenne et écart type à la valeur de référence permettra de rejeter ou non l'hypothèse d'absence de différence entre les deux moyennes. Si l'hypothèse alternative est acceptée, elle signifie une dérive de l'appareil. Dans ce cas, la valeur moyenne retrouvée à cette date sera considérée comme la nouvelle valeur de référence pour les scans suivants.

Cette règle n'a pas prouvé de supériorité par rapport au CUSUM [69]. Comme cette dernière, elle nécessite pour son application un support informatique.

### **5. Méthode de Bland et Altman adaptée à la DXA**

Son principe [68] repose sur la comparaison de la différence entre les mesures et leur moyenne. Il a été proposé d'adapter cette méthode au QC de la DXA [71] (**dans le cadre de notre travail**).

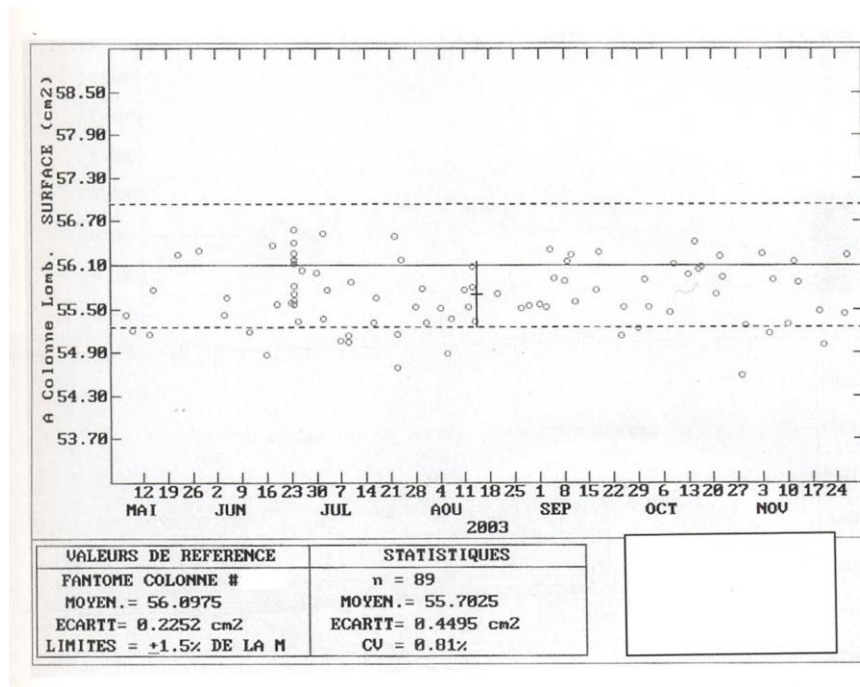
### **6. Comparaison des différentes méthodes [69, 73, 74]**

La comparaison de ces différentes méthodes [69, 73, 74] suggère d'utiliser, en pratique courante, la technique d'inspection visuelle et le tableau des règles de Shewhart. La première citée requiert une certaine expérience. Les autres méthodes, surtout le CUSUM, sont réservées aux centres responsables d'analyses centralisées des essais cliniques. Nous rappelons qu'il est important de vérifier la précision et la stabilité de l'appareil sur la mesure du CMO ainsi que la surface [69, 73, 74].

### **7. Autres aspects**

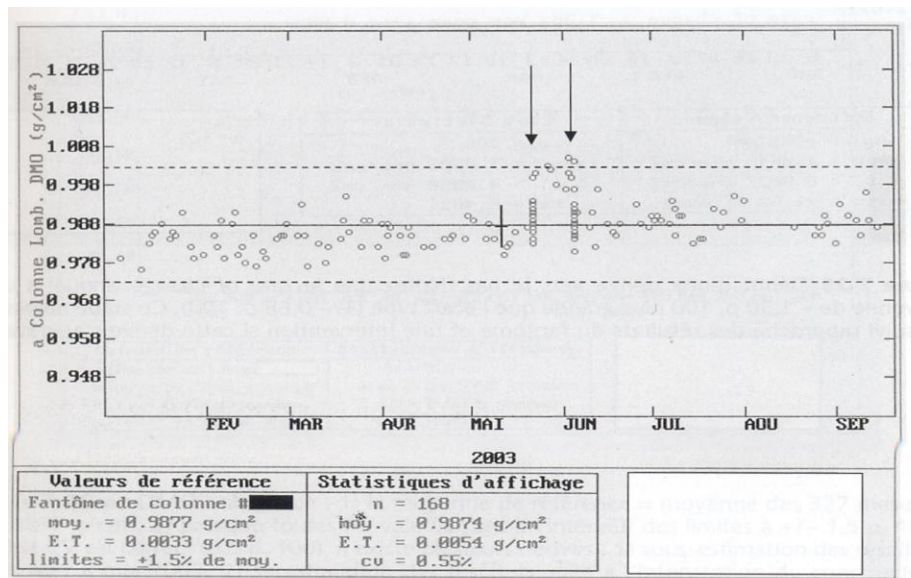
Le changement de logiciel ou d'appareil peut poser des problèmes spécifiques, notamment de suivi.

Quelques exemples illustratifs de mauvais fonctionnements de l'appareil sont montrés dans les Figures 10 et 11[20].



**FIGURE 10 :** Mauvaise reproductibilité de l'appareil. Notez la valeur des CV.

Elle doit être inférieure à 0,5 % [20].



**FIGURE 11:** Appareil stable et reproductible mais qui sous estime les résultats de la DMO. Intervention mi-mai 2003 (première flèche)[20].

## **H. PRATIQUE DES EXAMENS DE DXA**

Lors de la pratique de tout examen de DXA, sont pris en considération le patient et ses caractéristiques, son positionnement et la pratique de l'examen proprement dit ; l'analyse de ce dernier et ses résultats ainsi que leur interprétation.

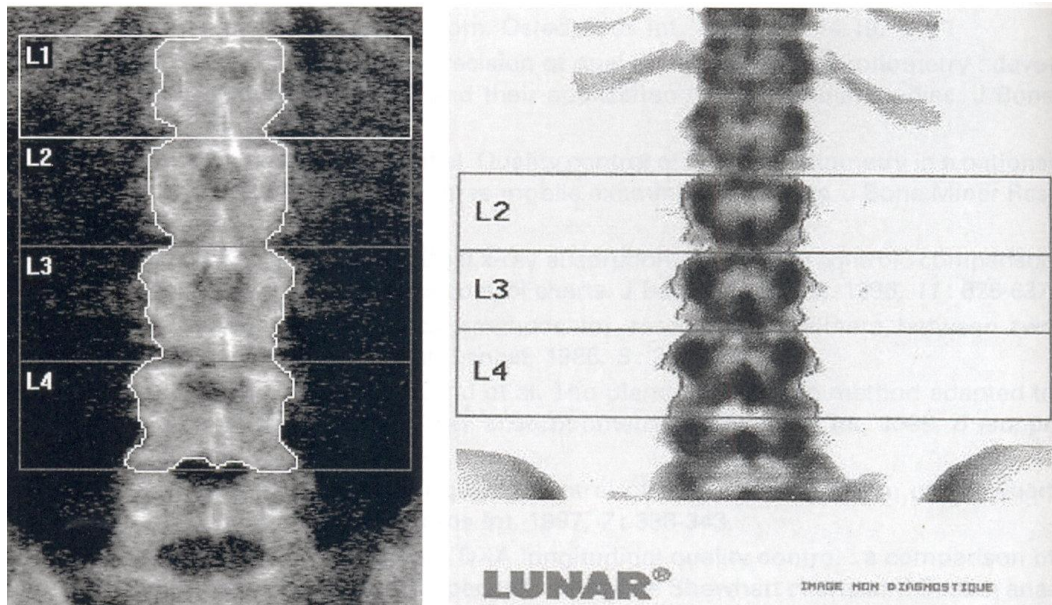
### **1. PATIENT**

Les paramètres pertinents du patient sont les sites de mesure et ses caractéristiques individuelles en particulier le poids et la taille.

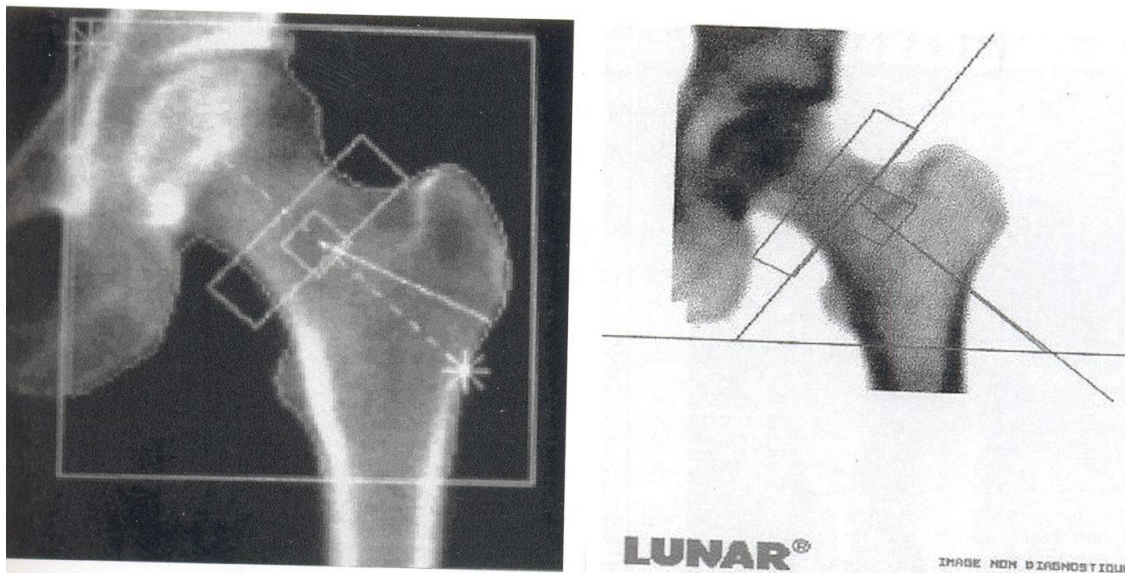
#### **a. Les sites de mesure**

Les sites possibles de mesure sont le rachis lombaire, la hanche, l'avant-bras et le corps entier.

Classiquement, l'on mesure systématiquement le rachis lombaire (Figure 12) et la hanche (Figure 13), sites de fractures ostéoporotiques. C'est le cas de notre étude. Le rachis dorsal, également site de fractures, n'est jamais mesuré pour des raisons techniques : projection des côtes et surtout du sternum. Chez la femme, la mesure du rachis lombaire à la ménopause, site de fractures vertébrales, est très importante. A partir de 70 ans, la présence fréquente d'arthrose et/ou de scoliose lombaire compense la baisse de densité et surestime le résultat. De ce fait, à cet âge, une valeur normale ou élevée de la densité rachidienne est d'interprétation difficile. La mesure de l'extrémité supérieure du fémur prend alors toute son importance [20].



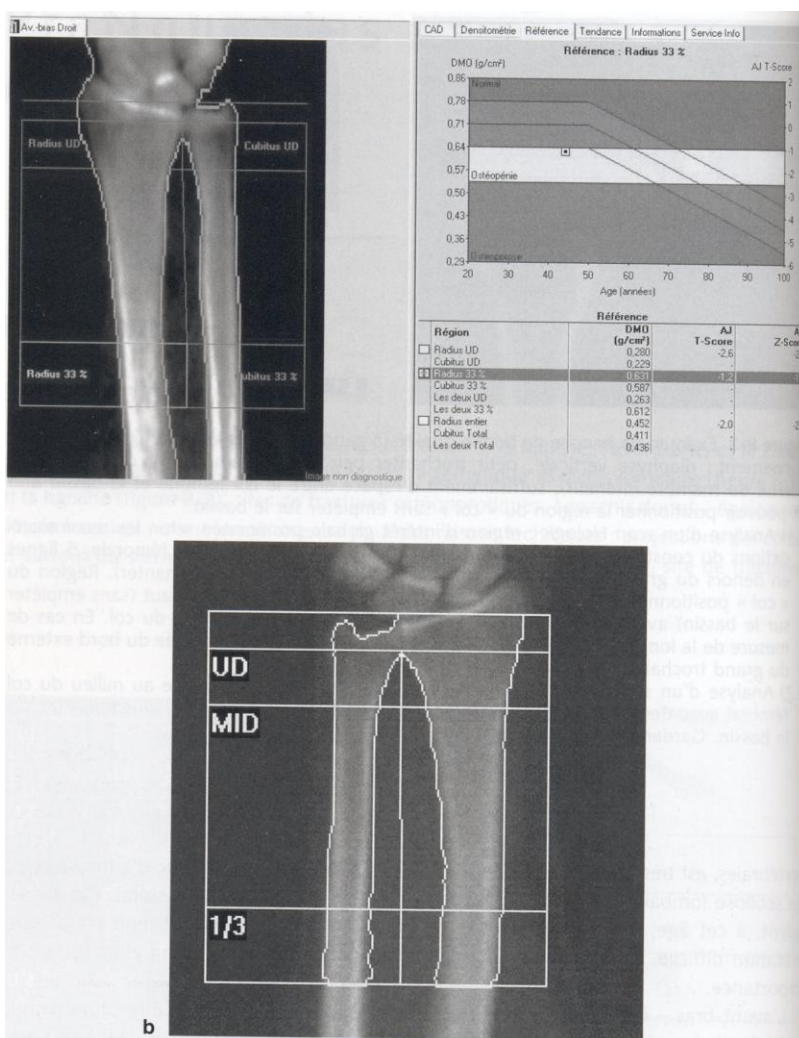
**FIGURE 12 :** Examen de rachis lombaire de bonne qualité (à gauche Hologic ; à droite Lunar). i) Positionnement : rachis rectiligne, centré, avec des parties molles symétriques de part et d'autre. Dernières côtes et crêtes iliaques visibles. ii) Analyse : parties molles symétriques à l'intérieur de la région d'analyse, bonne numérotation des vertèbres et bonne position des espaces intervertébraux [20].



**FIGURE 13** : Examen de hanche de bonne qualité (à gauche Hologic ; à droite Lunar) [20].

L'avant-bras, également site de fractures ostéoporotiques, peut être proposé si le rachis lombaire est inexploitable pour des raisons techniques. Dans ce cas, la région ultra distale, riche en os trabéculaire, renseignera sur l'état de ce type d'os. En revanche, l'avant-bras n'étant pas un site porteur, il ne permet pas le suivi densitométrique des patients. L'indication la plus importante pour la mesure de l'avant-bras est l'hypoparathyroïdie, qui affecte surtout l'os cortical (Figure 14). Dans cette indication, la sous-région correspondant à la jonction tiers distal - deux tiers proximaux est la plus importante, car essentiellement constituée d'os cortical [75].

*Effet du recours aux bases de données féminines sur la dérivation du T-score chez les hommes*



**FIGURE 14** : En haut, exemple d'avant-bras sur un appareil Lunar. En bas, exemple d'un poignet sur un appareil Hologic : le radius et le cubitus sont verticaux. L'analyse respecte les recommandations du constructeur (10 lignes en dehors du radius et suffisamment d'espace en dehors du cubitus afin d'inclure de l'air) [20].

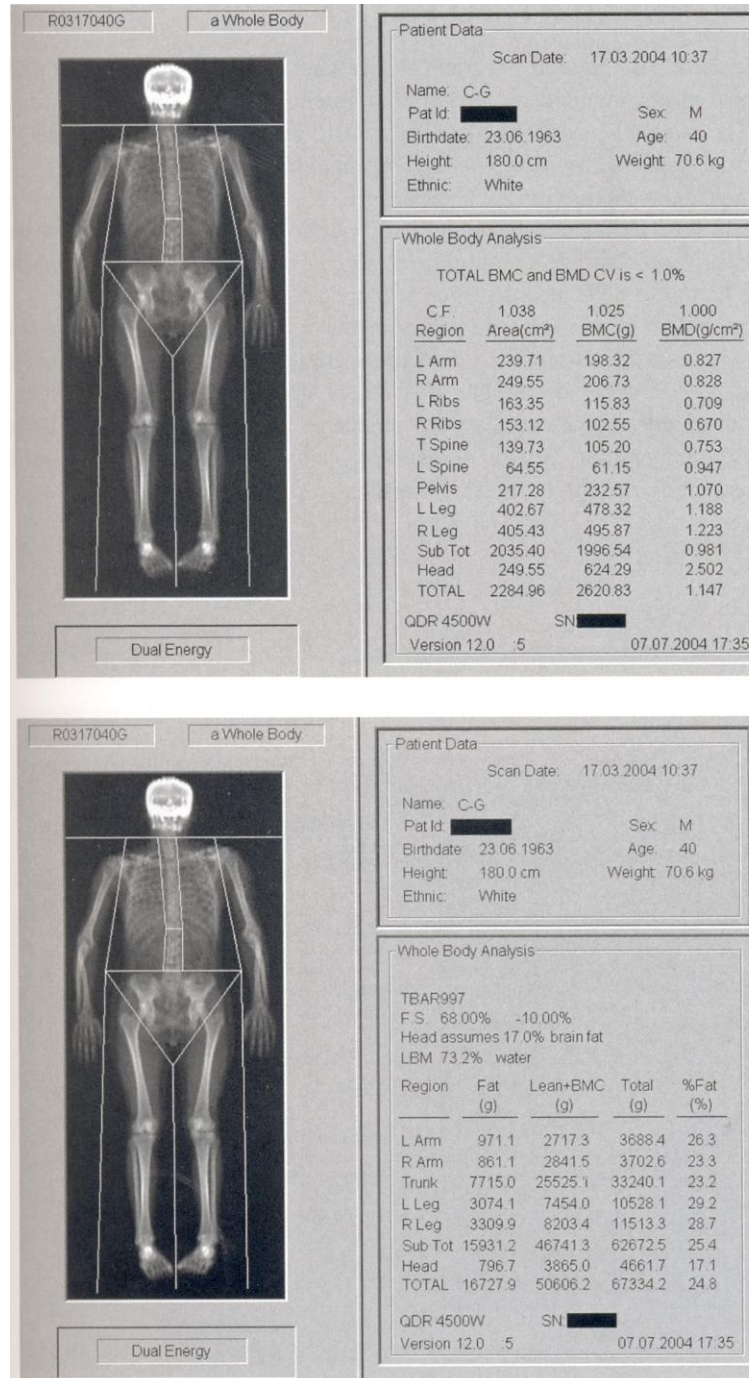


Toutes les études prospectives ont démontré que tous les sites osseux pouvaient prédire toutes les fractures. Toutefois, la densité de la hanche est le meilleur site pour prédire sa fracture [76]. Cette spécificité n'a pas été retrouvée pour le radius. Elle peut également être retrouvée au rachis pour les fractures vertébrales, mais avec des difficultés liées aux artéfacts de cette mesure chez les personnes âgées [33].

La mesure de la densité osseuse du corps entier est possible. Toutefois, étant constitué de 80 % d'os cortical, son remodelage osseux est assez lent. Il n'est, par conséquent, pas un site intéressant de suivi densitométrique. Sa principale indication demeure la composition corporelle et la distribution de la masse maigre et de la masse grasse [20]. (Figure 15)

Les coefficients de corrélation entre les densités osseuses des différents sites varient entre 0,4 et 0,7 [45]. Il n'est donc pas possible d'estimer la densité osseuse d'un site à partir du résultat d'un autre site.

*Effet du recours aux bases de données féminines sur la dérivation du T-score chez les hommes*



**FIGURE 15 :** Les différents résultats obtenus lors d'un résultat du corps entier et de la composition corporelle sur un appareil Hologic [20].

## **b. Les Caractéristiques du patient**

Le nom, le sexe, l'origine ethnique et l'âge du patient sont indiqués sur les fiches biographiques. Ces éléments vont permettre en particulier le choix de la courbe de référence adaptée. Deux paramètres supplémentaires sont importants à évaluer : le poids et la taille.

### **• Poids du patient**

Le résultat de densité osseuse lombaire peut être affecté par l'épaisseur de la graisse abdominale. En cas d'obésité, le résultat va être surestimé et l'image apparaît « bruitée », du fait de l'augmentation de l'atténuation par les tissus mous (Figures 16a et 16b). De même, en cas de poids très faible, la densité sera sous-estimée [46].

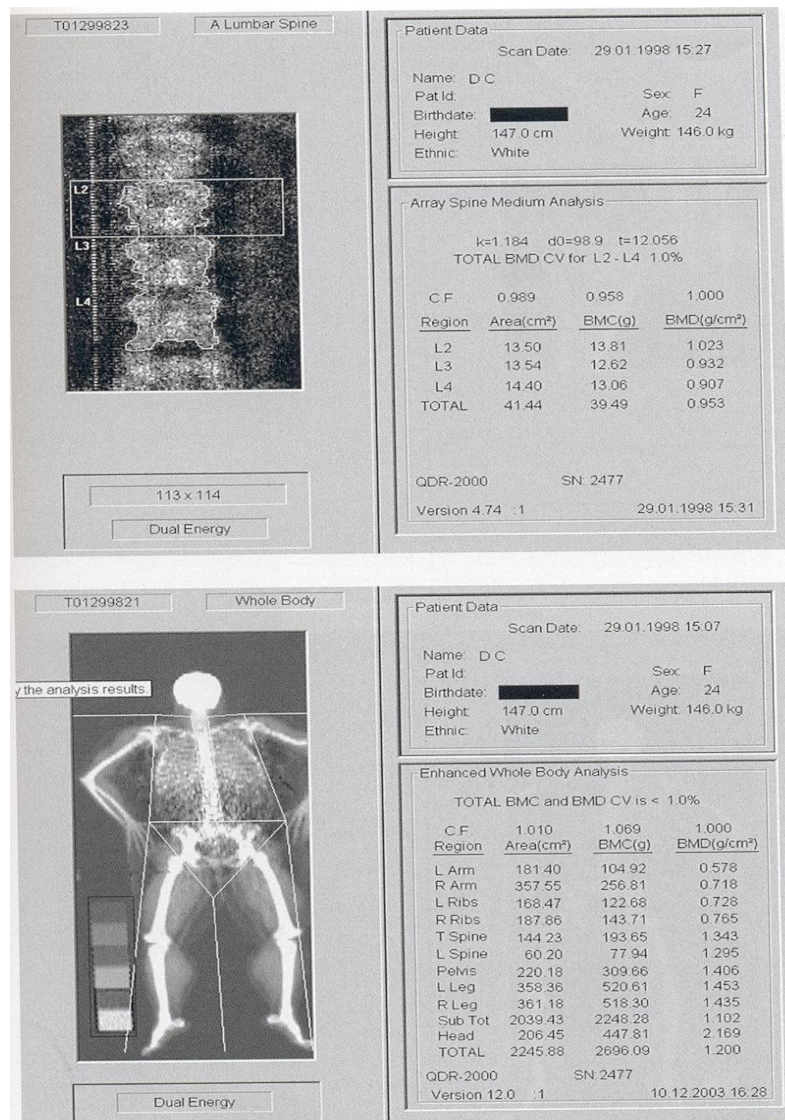
Selon certains auteurs, les variations du poids du patient entre deux examens peuvent entraîner des variations de la DMO et du CMO [77], ou de la DMO mais pas du CMO ni de la surface du corps entier [78]. Cela fait suite à une variation non significative du CMO et de la surface dans des sens opposés. Cette variation de la DMO est donc un simple artéfact de mesure et non d'origine organique. Pour d'autres auteurs, la variation du poids n'induit pas d'erreur dans les résultats de densité osseuse [79].

En général, le poids du patient ne doit guère excéder 136 kg sur les appareils Hologic (normes de sécurité de la Food and Drug Administration), ceci pour des raisons de sécurité mécanique de la table. Quant aux appareils Lunar de modèle Prodigy Advance, ils peuvent supporter 160 kg. En outre, ce dernier type (Lunar) est caractérisé par une sélection automatique, en fonction du poids

*Effet du recours aux bases de données féminines sur la dérivation du T-score chez les hommes*

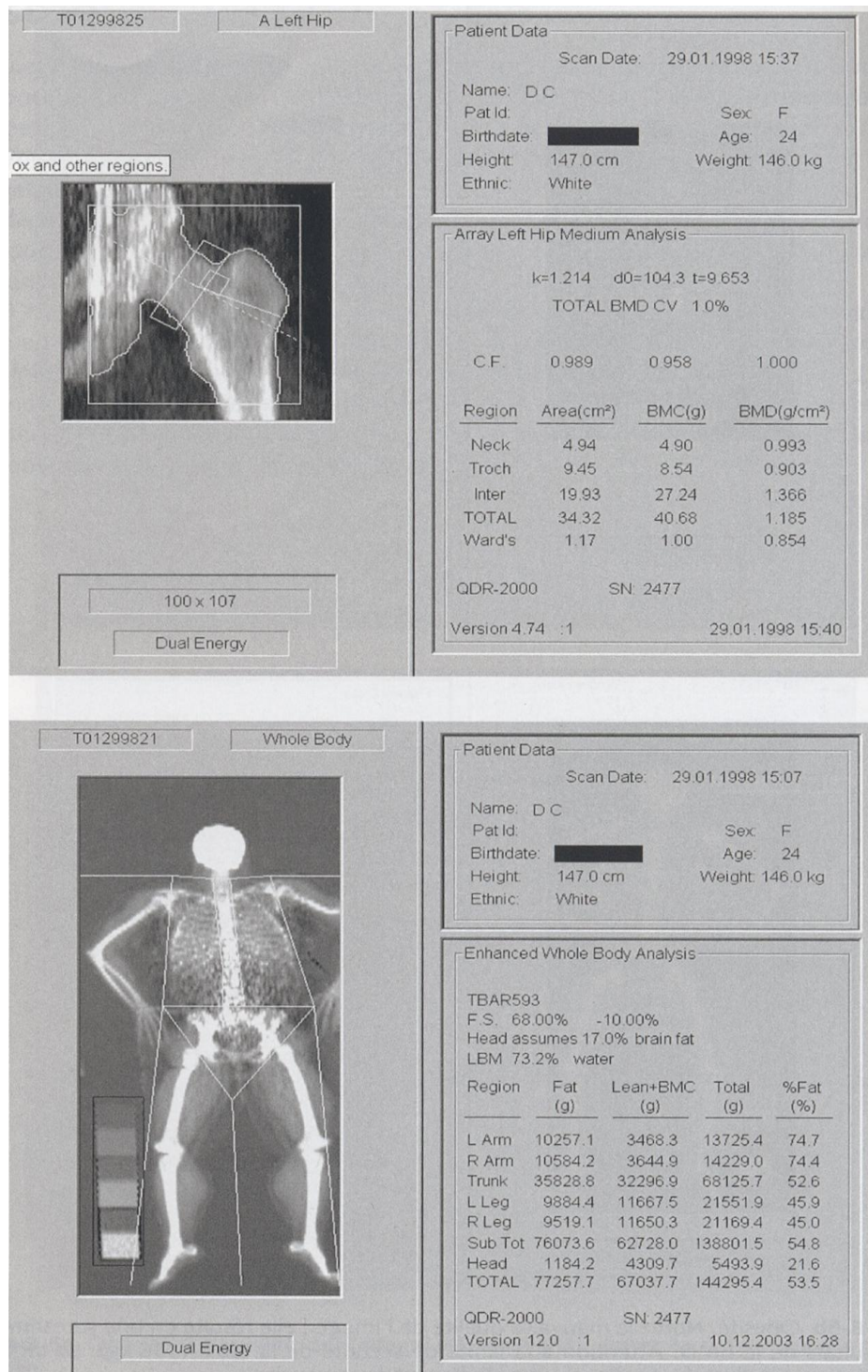
---

et de la taille saisis, du mode de scan adapté : « épais » pour les patients obèses, « mince » pour ceux de faible corpulence [20].



**FIGURE 16-a** : Mauvaise qualité de l'image «bruitée» suite à l'examen d'une patiente obèse sur l'appareil Hologic. Elle résulte en une surestimation des résultats de la DMO. Attention à la limite de sécurité de la table (136 kg). La difficulté de la mesure est illustrée par l'exclusion de l'avant-bras gauche [20].

*Effet du recours aux bases de données féminines sur la dérivation du T-score chez les hommes*



**FIGURE 16-b** : (suite) [20].

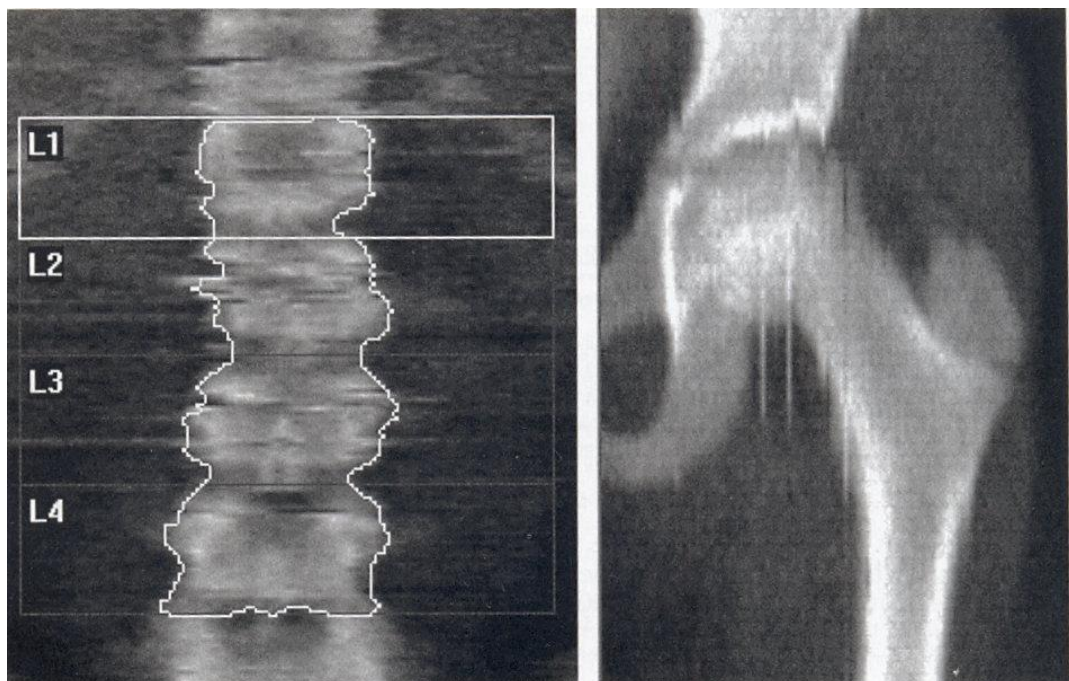
• **Taille du patient**

La densité osseuse mesurée par DXA étant une masse surfacique, elle est dépendante de l'épaisseur de l'os, elle-même corrélée à la taille dudit os. Cette donnée explique en partie pourquoi, estimée par DXA, la densité osseuse des hommes, qui ont des os plus gros, est plus élevée que celle des femmes. La taille des os est corrélée à celle de l'individu. Ainsi, une personne de petite taille possède en général des os plus fins et par conséquent une masse surfacique plus faible. De même, l'augmentation de la densité osseuse au cours de la croissance reflète surtout celle de la taille des os. Il faut par ailleurs rappeler que la perte de la taille est un facteur de risque de fracture ostéoporotique. C'est aussi un signe sensible, bien que non spécifique, de présence d'un tassement vertébral éventuellement méconnu, chez une femme ménopausée ostéoporotique. Des études montrent par ailleurs que la plupart des patients surestiment leur taille [80].

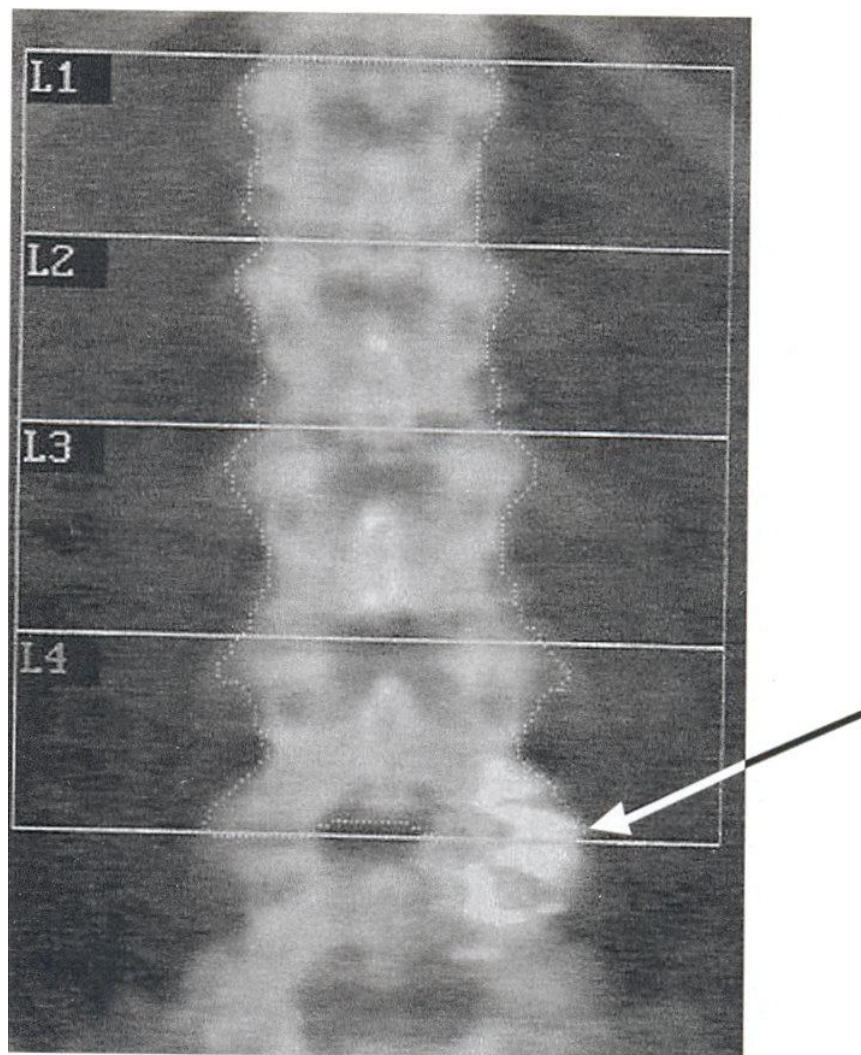
**2. POSITIONNEMENT DU PATIENT**

La rigueur dans la pratique de l'examen et le respect des recommandations du constructeur pour le positionnement du patient, sont essentiels en vue d'une bonne exploitation des données. Pour éviter la reprise de l'examen, quelques règles s'imposent :

- le patient ne doit pas bouger pendant l'examen (Figure 17) ;
- il faut éviter l'interposition de pièces métalliques ou plastiques dans le champ de l'examen (Figure 18). En effet, ces dernières peuvent influencer le calcul de la ligne de base et donc la DMO [46].



**FIGURE 17 :** Mouvements répétés du patient pendant l'examen. Les « signes » de ce mouvement peuvent être des lignes verticales ou horizontales, selon le balayage de l'appareil [20].

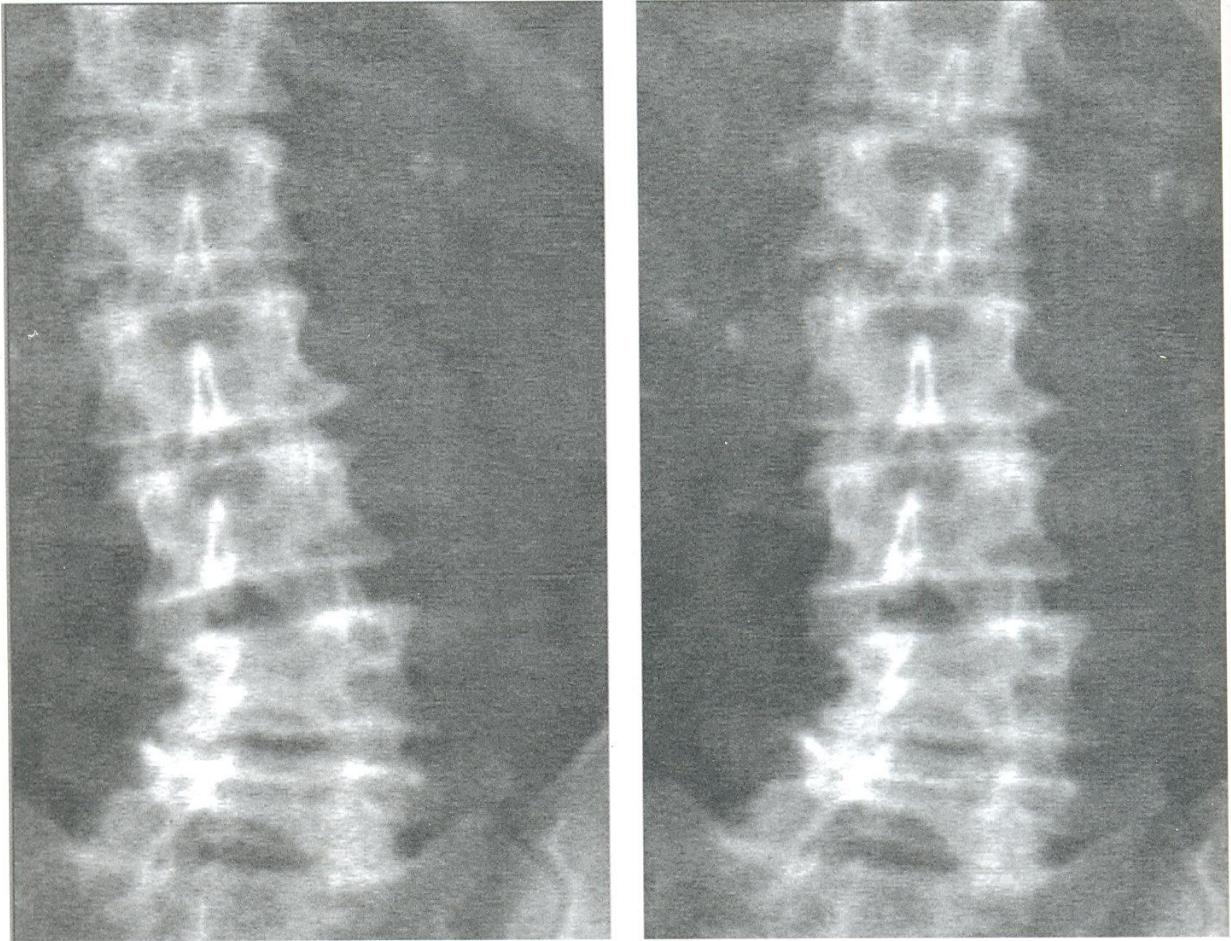


**FIGURE 18** : Pièces métalliques (agrafes ?) suite à une intervention chirurgicale, surestimant le résultat de L4 et imposant son exclusion de l'analyse [20].

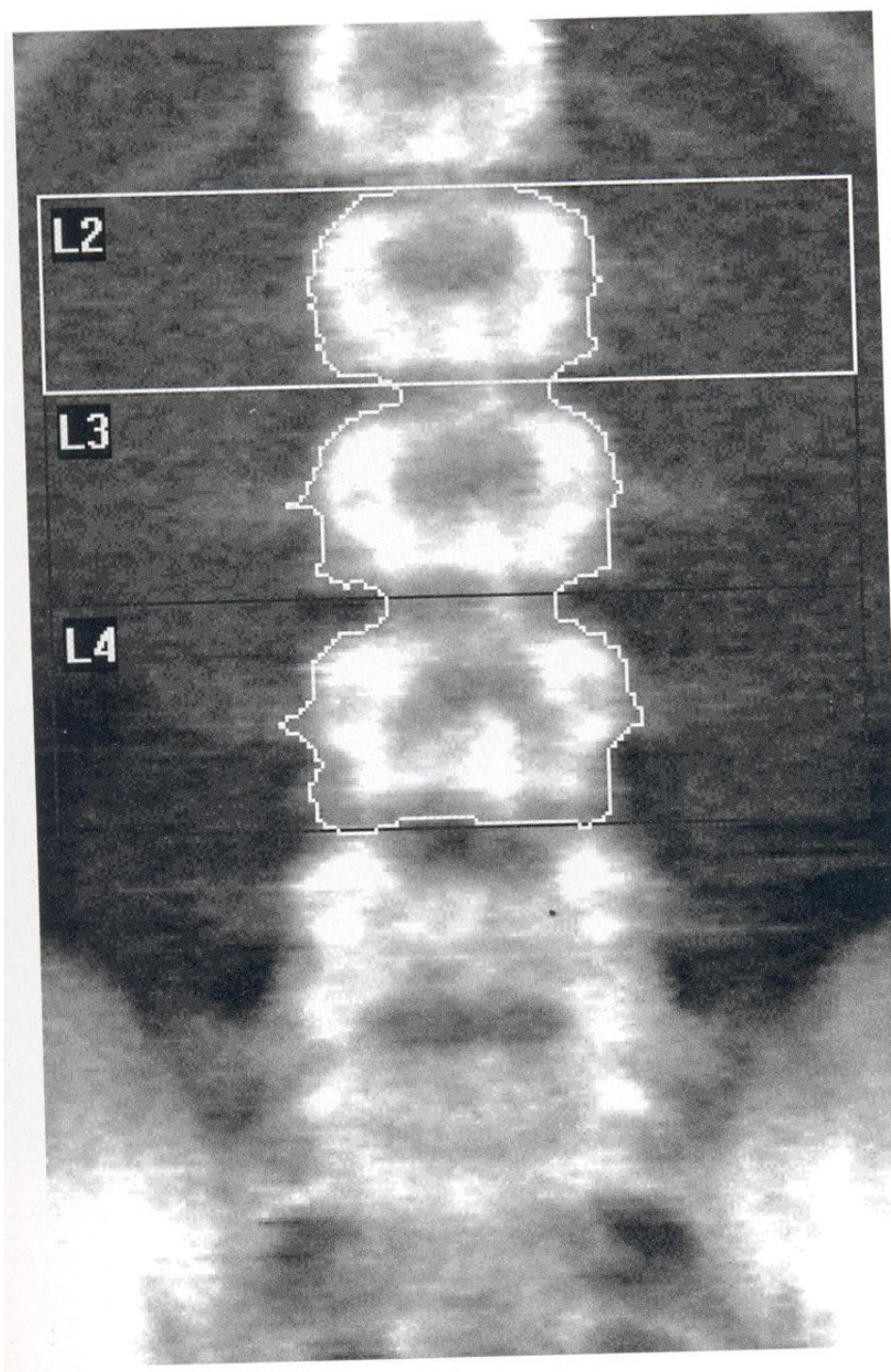


**a. RACHIS LOMBAIRE**

• **Incidence antéropostérieure** : en l'absence de scoliose, le rachis doit être centré et vertical. La superposition d'un quadrillage par les constructeurs sur les fenêtres de balayage pourrait aider l'utilisateur à s'assurer de la position verticale et centrée du rachis. En présence de scoliose, le redressement relatif du patient doit être tenté (Figure 19). Il est indispensable de voir les crêtes iliaques et les dernières côtes, afin de s'assurer de la numérotation des vertèbres [81]. En cas d'anomalie transitionnelle, le disque L4-L5 (qui se situe au niveau des crêtes iliaques) et les apophyses transverses de L3 (qui sont les plus grandes) peuvent servir de repère supplémentaire pour une bonne numérotation des vertèbres (Figure 20). Le patient doit être en décubitus dorsal en délordose lombaire grâce à un coussin fourni avec l'appareil.



**FIGURE 19 :** Mauvais positionnement d'un rachis scoliotique (à gauche) : rachis incliné et parties molles asymétriques. Repositionné de manière optimale (à droite) [20].



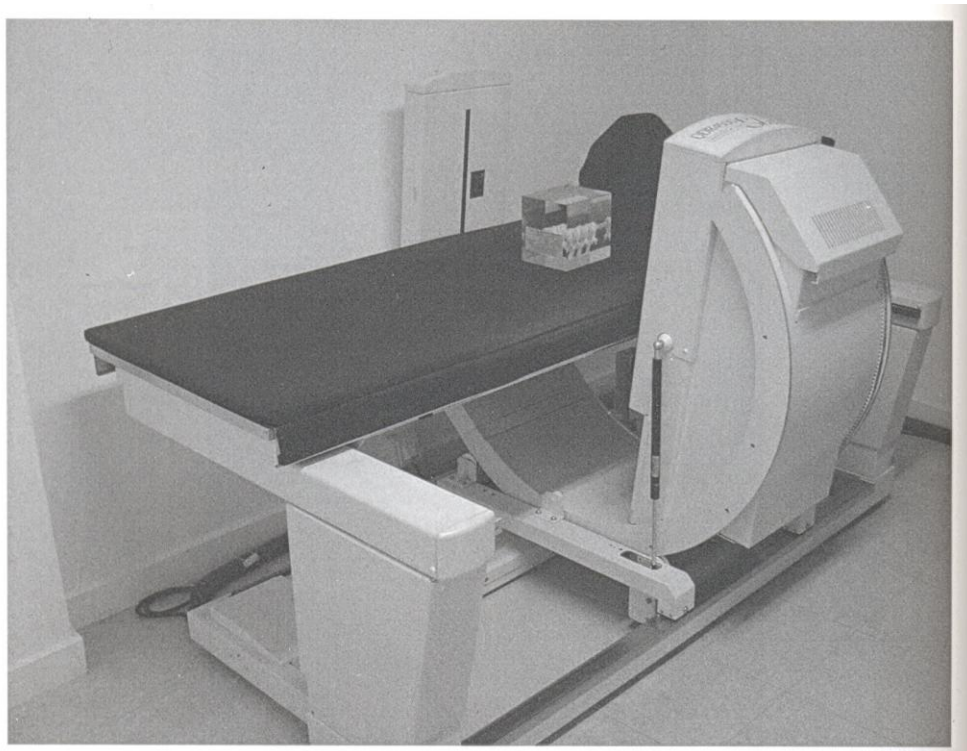
**FIGURE 20** : Anomalie transitionnelle : des cotes en L1 [20].

• **Incidence latérale** : le positionnement du patient en décubitus latéral ne peut pas être recommandé, comme il est pratiquement impossible de le reproduire lors d'un examen ultérieur. La mesure du rachis lombaire en incidence latérale peut se faire avec le patient en décubitus dorsal et sur les appareils munis d'un bras pivotant (Figure 21). Les avantages théoriques de cette incidence sont :

- l'éviction de l'arc postérieur des vertèbres et donc d'une éventuelle arthrose ainsi qu'une calcification aortique ;
- la mesure essentiellement de l'os trabéculaire. La perte osseuse ainsi mesurée est 2 fois plus rapide que celle prise en incidence postéro-antérieure (Figure 22a).
- la possibilité à partir des données des scans de densitométrie, du calcul d'une densité volumique en  $\text{g/cm}^3$  (Figure 22b) [20].

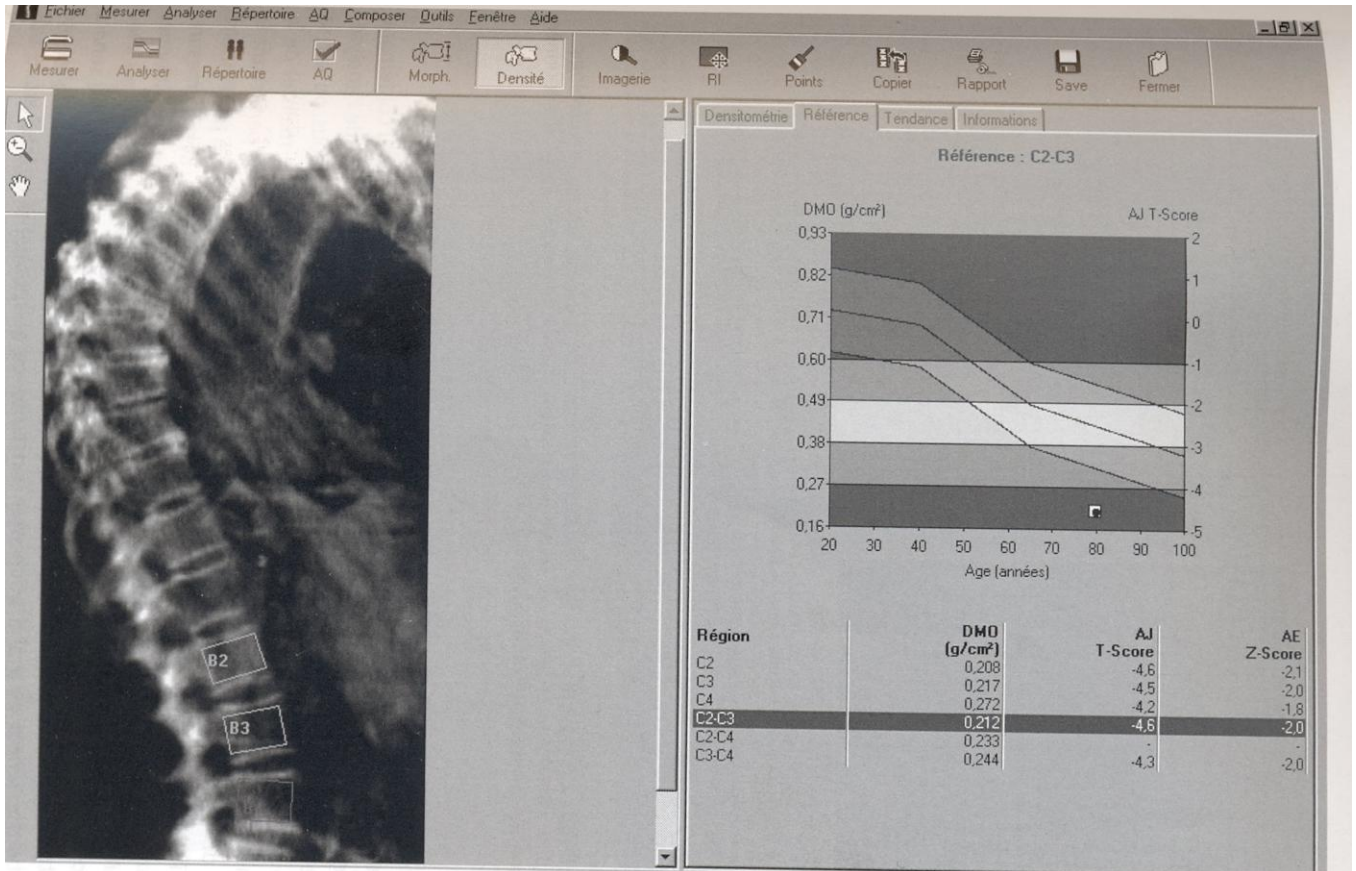
Les limites contraignantes de cette incidence sont :

- la variabilité élevée, même avec l'usage du bras pivotant ;
- la non démonstration d'une supériorité diagnostique vis-à-vis de l'incidence de face ;
- la présence habituelle d'une superposition des crêtes iliaques sur la vertèbre L4 et des dernières côtes sur celle L2. Parfois, L3 est la seule vertèbre analysable, ce qui augmente considérablement la variabilité.
- Finalement, la définition de l'ostéoporose selon l'OMS ne s'applique pas à la mesure latérale [20].

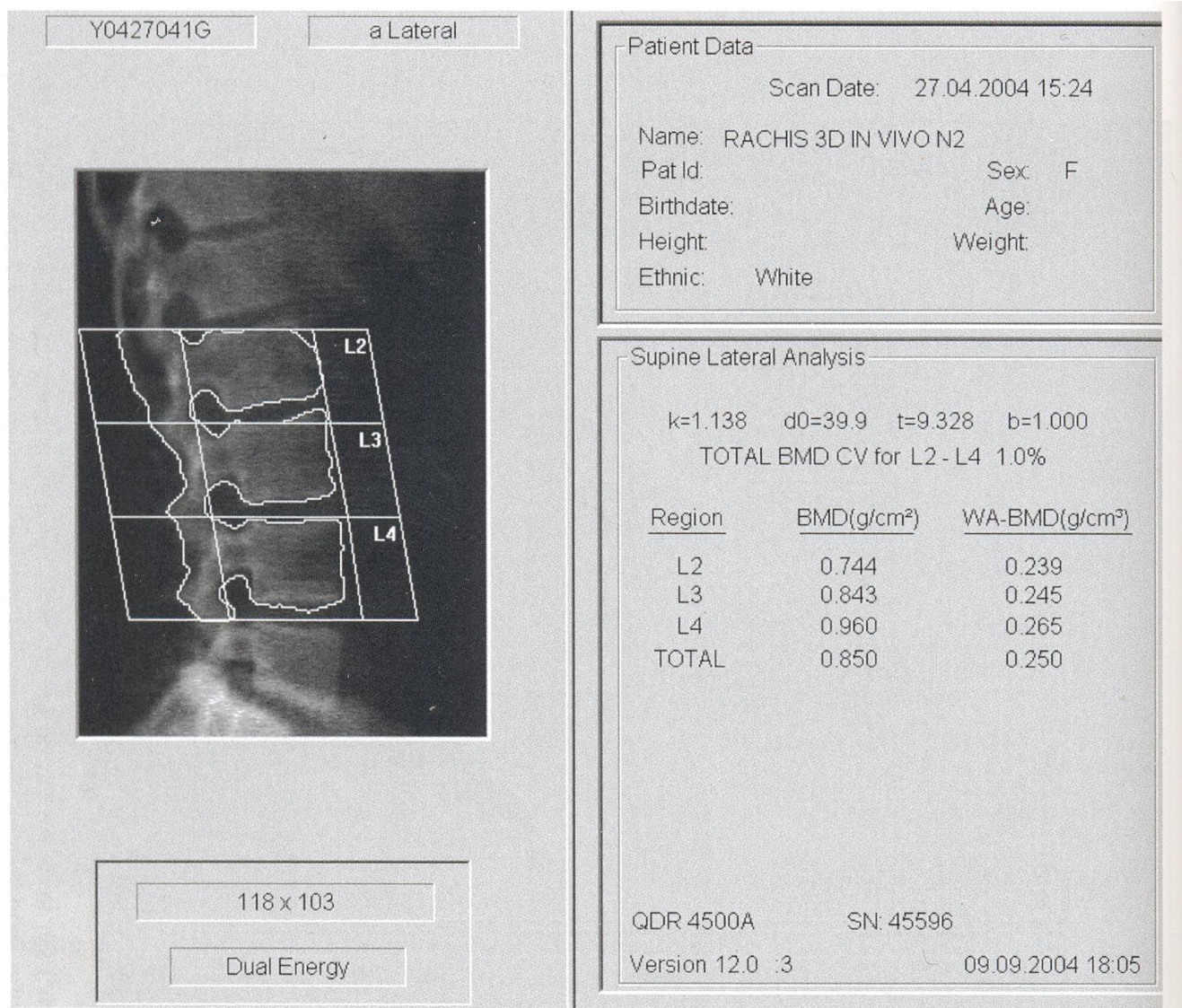


**FIGURE 21** : Appareil Hologic 4500A, avec bras pivotant [20].

*Effet du recours aux bases de données féminines sur la dérivation du T-score chez les hommes*



**FIGURE 22a** : La mesure de la densité du corps vertébral ( $\text{g}/\text{cm}^2$ ) sur le rachis latéral est possible sur les appareils Lunar en positionnant le patient sur le coté. La mauvaise reproductibilité de cette technique rend son utilisation en clinique déconseillée [20].



**FIGURE 22b** : Exemple d'un examen de rachis lombaire de profil sur un appareil Hologic. Le résultat est obtenu en g/cm<sup>2</sup> et recalculé en g/cm<sup>3</sup>. Cette technique a été abandonnée en raison de sa mauvaise reproductibilité [20].

## **b. HANCHE**

A la hanche, les degrés de rotation et d'abduction du membre inférieur doivent être contrôlés. Sur l'écran, la diaphyse fémorale doit être verticale (déplacement du bassin du patient si nécessaire). La superposition d'un quadrillage par les fabricants sur la fenêtre de balayage, pourrait aider à s'assurer de la verticalité de cette position. Le petit trochanter doit être peu visible, suffisamment pour servir de repère anatomique. Mais il ne doit pas être trop apparent car il fera alors suspecter une rotation interne insuffisante. Le grand trochanter doit être au milieu de l'image et le bassin suffisamment éloigné du CF, en vue d'assurer un positionnement de la boîte du «col» (neck) lors de l'analyse [20].

Il est important d'éviter de scanner de l'air en dehors du grand trochanter, comme cela pourrait biaiser le calcul de la ligne de base.

Pour les appareils Lunar, il existe également un logiciel informant le praticien, lors du positionnement du patient, des critères à respecter : au minimum 4 cm au dessous de la branche ischio-pubienne et au dessus du grand trochanter. Un scan de petite taille peut altérer le résultat [20].

Certains fabricants proposent à l'heure actuelle la mesure consécutive des 2 hanches, ceci à l'aide d'un positionneur spécialement adapté. L'avantage de cette mesure est, en plus de la reproductibilité, d'éviter la méconnaissance d'un côté de plus faible densité (habituellement le gauche), surtout à l'échelon individuel [82]. Elle garde toutefois l'inconvénient d'un positionnement fixe.

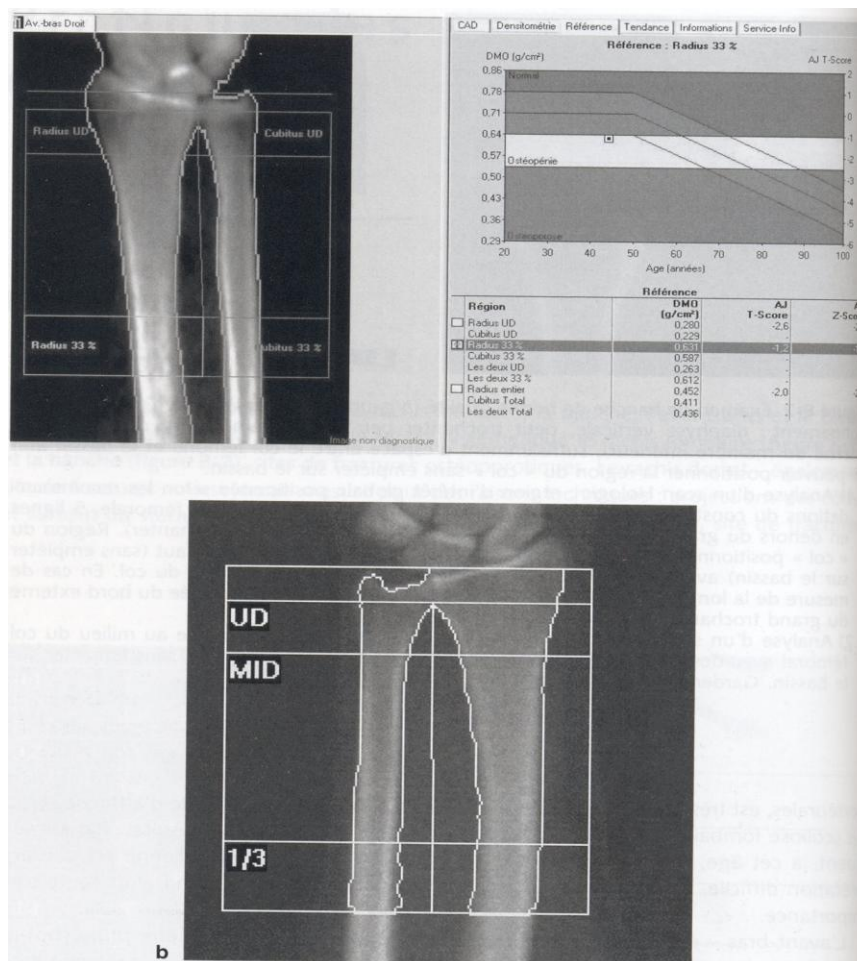


**c. POIGNET**

Le patient est assis, avec l'avant-bras dans l'axe de la table. Un positionneur est fourni avec l'appareil. L'avant-bras doit apparaître vertical et centré sur l'image (Figure 23).

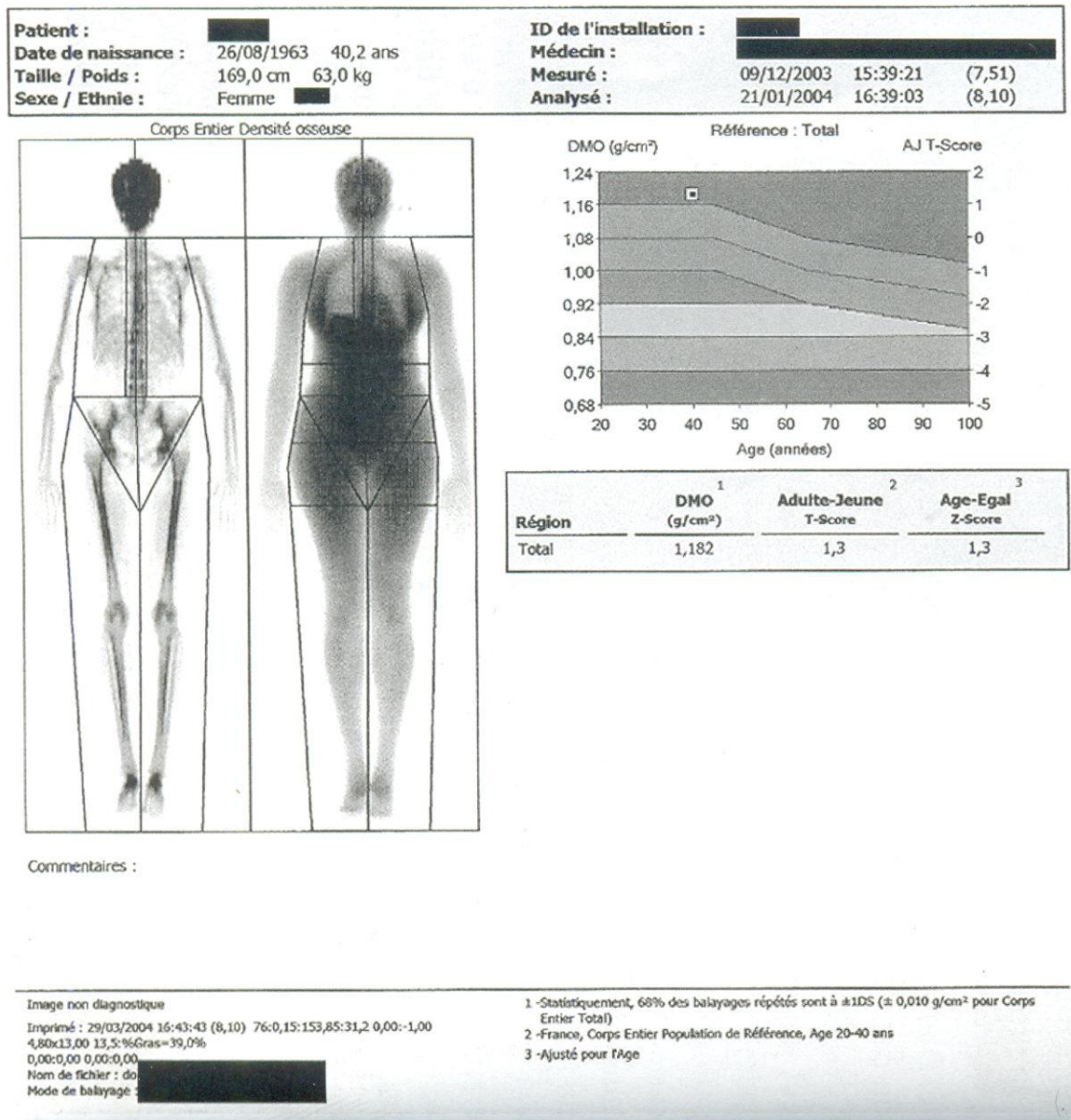
**d. CORPS ENTIER**

Lors de la mesure de la densité du corps entier et de la composition corporelle, le patient doit être allongé sur la table sans coussin, les bras également allongés le long du corps. Sur les appareils Hologic, les mains sont éloignées du corps, avec les paumes vers la table et les pieds en rotation interne, attachés afin de ne pas bouger. Pour ceux de type Lunar, les mains sont placées à plat (paumes vers la table), collées au corps avec les doigts joints. Les jambes et les pieds se touchent et sont attachés avec des bandes velcros (Figures 24 a, b, c, d et e) [20].



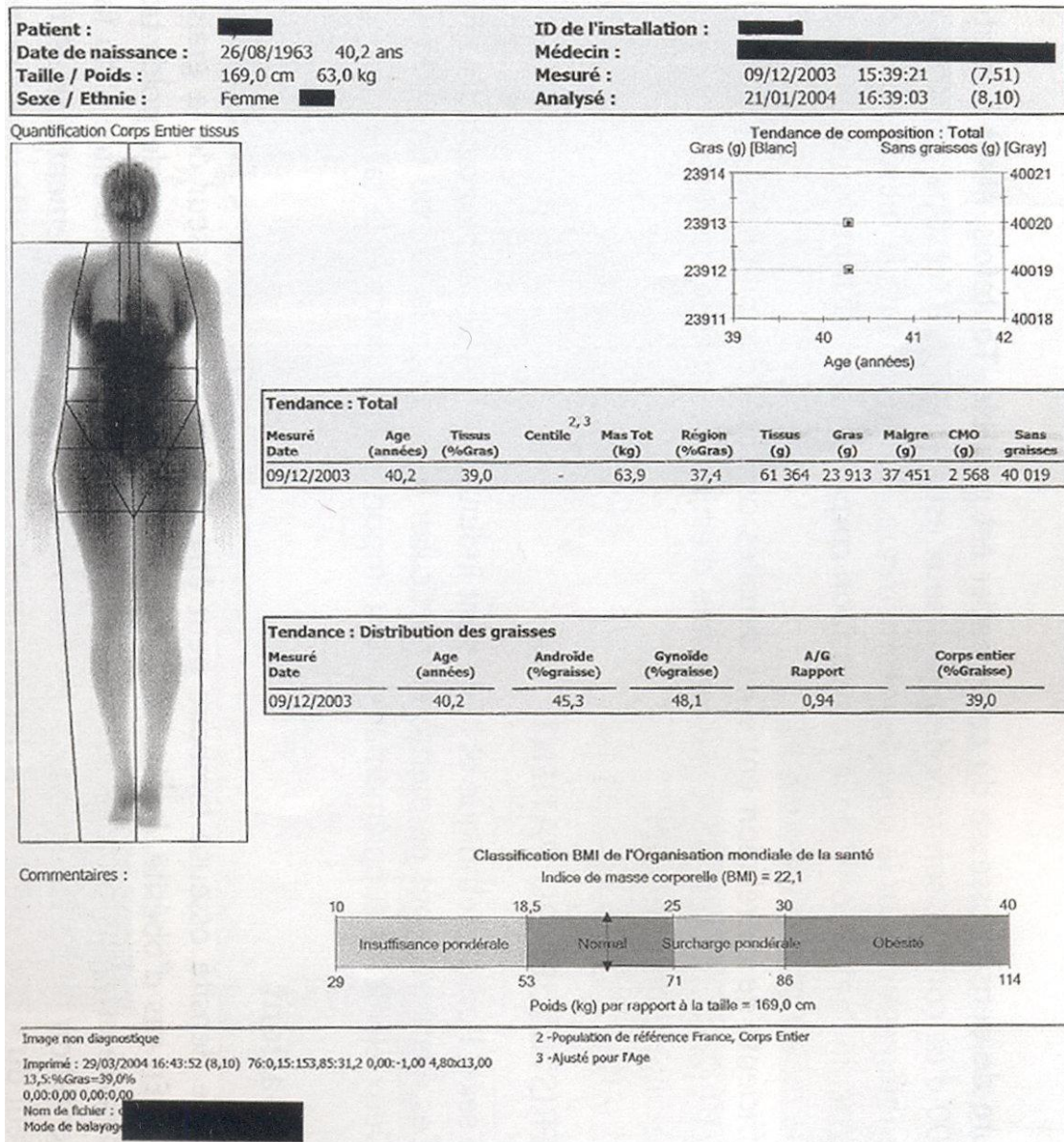
**FIGURE 23 :** En haut, examen d'un avant-bras sur un appareil Lunar. En bas, examen d'un poignet sur un appareil Hologic : le radius et le cubitus sont verticaux. L'analyse respecte les recommandations du constructeur (10 lignes en dehors du radius et suffisamment d'espace en dehors du cubitus afin d'inclure de l'air) [20].

*Effet du recours aux bases de données féminines sur la dérivation du T-score chez les hommes*



**FIGURE 24-a**

# Effet du recours aux bases de données féminines sur la dérivation du T-score chez les hommes



**FIGURE 24-b**

*Effet du recours aux bases de données féminines sur la dérivation du T-score  
chez les hommes*

---

<b>Patient :</b> █████		<b>ID de l'installation :</b> █████	
<b>Date de naissance :</b> 26/08/1963 40,2 ans		<b>Médecin :</b> █████	
<b>Taille / Poids :</b> 169,0 cm 63,0 kg		<b>Mesuré :</b> 09/12/2003 15:39:21 (7,51)	
<b>Sexe / Ethnie :</b> Femme █████		<b>Analysé :</b> 21/01/2004 16:39:03 (8,10)	

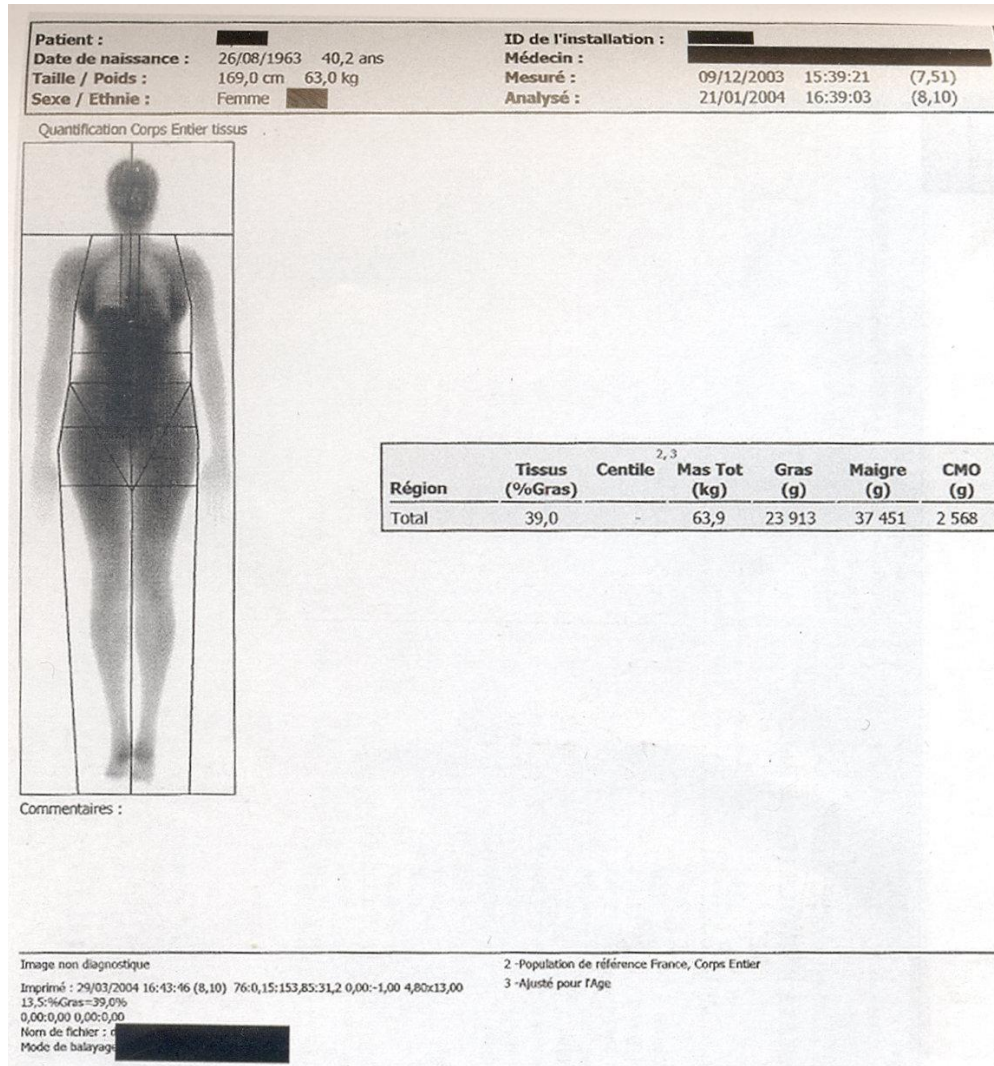
<b>COMPOSITION CORPORELLE</b>							
Région	Tissus (%Graisse)	Région (%Graisse)	Tissus (g)	Gras (g)	Maigre (g)	CMO (g)	Masse Totale (kg)
Bras Gauche	31,8	30,3	2 682	854	1 828	139	-
Jambe Gauche	41,8	40,2	11 465	4 792	6 673	468	-
Tronc Gauche	40,9	39,8	14 836	6 063	8 773	416	-
Gauche Entier	39,0	37,4	31 146	12 137	19 009	1 332	-
Bras Droit	31,8	30,2	3 052	970	2 082	159	-
Jambe Droite	41,8	40,3	11 709	4 894	6 815	445	-
Tronc Droit	40,9	39,8	13 547	5 535	8 011	364	-
Droit Entier	39,0	37,4	30 218	11 776	18 442	1 236	-
Bras	31,8	30,2	5 734	1 824	3 910	298	-
Jambes	41,8	40,2	23 174	9 686	13 488	913	-
Tronc	40,9	39,8	28 383	11 599	16 784	780	-
Androïde	45,3	44,8	4 477	2 026	2 451	49	-
Gynoïde	48,1	47,1	10 213	4 908	5 305	217	-
Total	39,0	37,4	61 364	23 913	37 451	2 568	63,9

<b>RAPPORTS MASSE DE GRAISSE</b>		
Tronc/ Total	Jambes/ Total	(Bras+Jambes)/ Tronc
0,49	0,41	0,99

**FIGURE 24-c**

*Effet du recours aux bases de données féminines sur la dérivation du T-score chez les hommes*



**FIGURE 24-d**

*Effet du recours aux bases de données féminines sur la dérivation du T-score chez les hommes*

---

<b>Patient :</b>	██████████	<b>ID de l'installation :</b>	██████████
<b>Date de naissance :</b>	26/08/1963 40,2 ans	<b>Médecin :</b>	██████████
<b>Taille / Poids :</b>	169,0 cm 63,0 kg	<b>Mesuré :</b>	09/12/2003 15:39:21 (7,51)
<b>Sexe / Ethnie :</b>	Femme ██████████	<b>Analysé :</b>	21/01/2004 16:39:03 (8,10)

**RÉSULTATS DÉRIVÉS [Corps Entier]**

Région	DMO <sup>1</sup>	Adulte-Jeune <sup>2</sup>		Age-Egal <sup>3</sup>		CMO (g)	Surface (cm <sup>2</sup> )
	(g/cm <sup>2</sup> )	(%)	T-Score	(%)	Z-Score		
Tête	2,748	-	-	-	-	577	210
Bras Gauche	0,757	-	-	-	-	139	183
Jambe Gauche	1,231	-	-	-	-	468	380
Tronc Gauche	0,966	-	-	-	-	416	430
Gauche Entier	1,204	-	-	-	-	1 332	1 106
Bras Droit	0,796	-	-	-	-	159	200
Jambe Droite	1,208	-	-	-	-	445	368
Tronc Droit	0,912	-	-	-	-	364	400
Droit Entier	1,160	-	-	-	-	1 236	1 066
Bras	0,778	-	-	-	-	298	383
Jambes	1,219	-	-	-	-	913	748
Tronc	0,940	-	-	-	-	780	830
Côtes	0,691	-	-	-	-	271	392
Bassin	1,136	-	-	-	-	269	237
Rachis	1,194	-	-	-	-	240	201
Total	1,182	110	1,3	110	1,3	2 568	2 172

1 - Statistiquement, 68% des balayages répétés sont à  $\pm 1DS$  ( $\pm 0,010$  g/cm<sup>2</sup> pour Corps Entier Total)

2 - France, Corps Entier Population de Référence, Age 20-40 ans

3 - Ajusté pour l'Age

Nom de fichier : ██████████

**FIGURE 24-e**

**FIGURE 24** : Illustration des différents résultats obtenus lors d'un examen du corps entier et de la composition corporelle sur un appareil Lunar [20].

## **I. ANALYSE DE L'EXAMEN**

La standardisation de l'analyse de l'examen est indispensable. Toute variation dans la taille de la région d'intérêt entraîne une modification des résultats. Une grande part de la différence entre des appareils de même marque provient de la non-standardisation du positionnement et de l'analyse [47]. Les appareils les plus récents proposent une analyse automatique. Toutefois, celle-ci peut être imprécise pour diverses raisons techniques.

### **1. AU RACHIS LOMBAIRE**

Pour les appareils Hologic, toute diminution de largeur de la région d'intérêt n'inclura pas suffisamment de parties molles (qui servent à calculer la ligne de base) et génèrera une diminution des résultats de la DMO. A l'opposé, une augmentation de la largeur de cette région d'intérêt élève les résultats (environ 1,6 % pour le CMO et 1 % pour la DMO) pour toute augmentation de 10 lignes. Un déplacement latéral de cette région d'intérêt sans modification de sa taille fait varier la densité de 3 % [59].

Les règles préalablement évoquées en vue d'un bon cliché prévalent. Il peut être nécessaire d'exclure une vertèbre de l'analyse en raison d'une arthrose localisée.

La présence d'une fracture vertébrale diminue sa surface et augmente artificiellement la DMO. La vertèbre tassée doit être exclue de l'analyse. Une laminectomie pose le problème inverse et résulte à une sous-estimation de la DMO. En cas de densité très basse, il est nécessaire de redessiner la ou les vertèbre(s) concernée(s) [20].



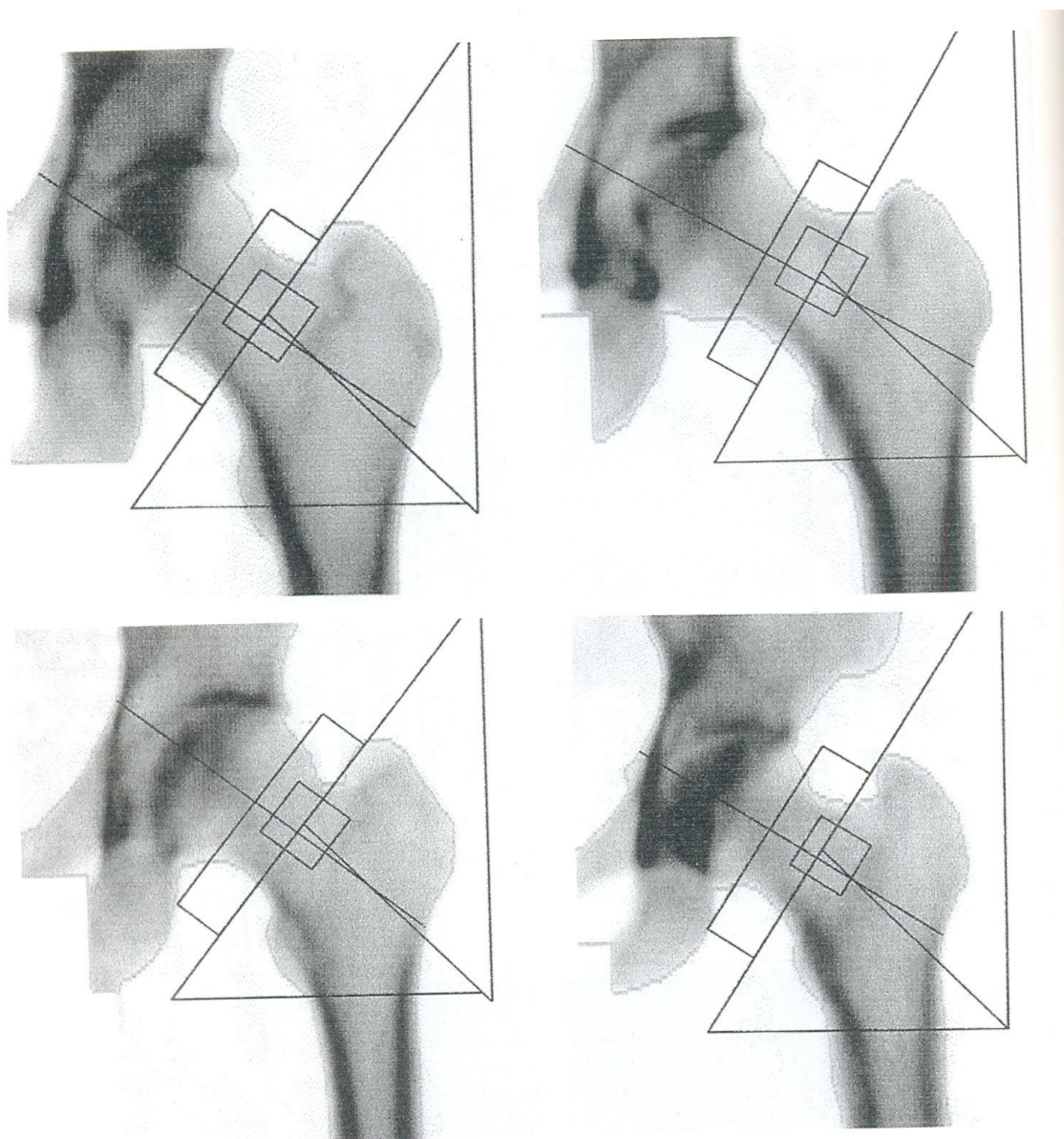
La question relative à une analyse de L1 à L4 ou par contre de L2 à L4 demeure sans conclusion définitive. Chaque initiative a ses avantages et ses inconvénients.

## **2. A LA HANCHE**

La position de la région transcervicale est délicate et dépend du constructeur. Sur les appareils Lunar, la région du « col » est placée au milieu du CF. Sur ceux Hologic, elle est placée au bord interne du grand trochanter. La région de la diaphyse (« shaft ») est de taille fixe sur les appareils Lunar. Par conséquent, elle n'est pas placée selon des repères anatomiques. Elle peut s'arrêter au-dessus, au milieu ou au-dessous du petit trochanter (Figure 25). La zone d'intérêt est par conséquent différente de celle analysée sur les appareils Hologic, positionnés selon des repères anatomiques [20].

La diaphyse fémorale doit être verticale, le grand trochanter centré verticalement, et le petit trochanter peu visible, la tête fémorale et le cotyle visibles jusqu'au bord interne du bassin.

Aucun objet radio-opaque ne doit être visualisé [20].



**FIGURE 25 :** La région « diaphyse » (« shaft ») est de taille fixe sur les appareils Lunar. Des régions anatomiques différentes sont mesurées selon la taille du patient. La limite de la région « diaphyse » et par conséquent de la région « totale » est positionnée du milieu du petit trochanter à plusieurs millimètres en dessous de celui-ci [20].

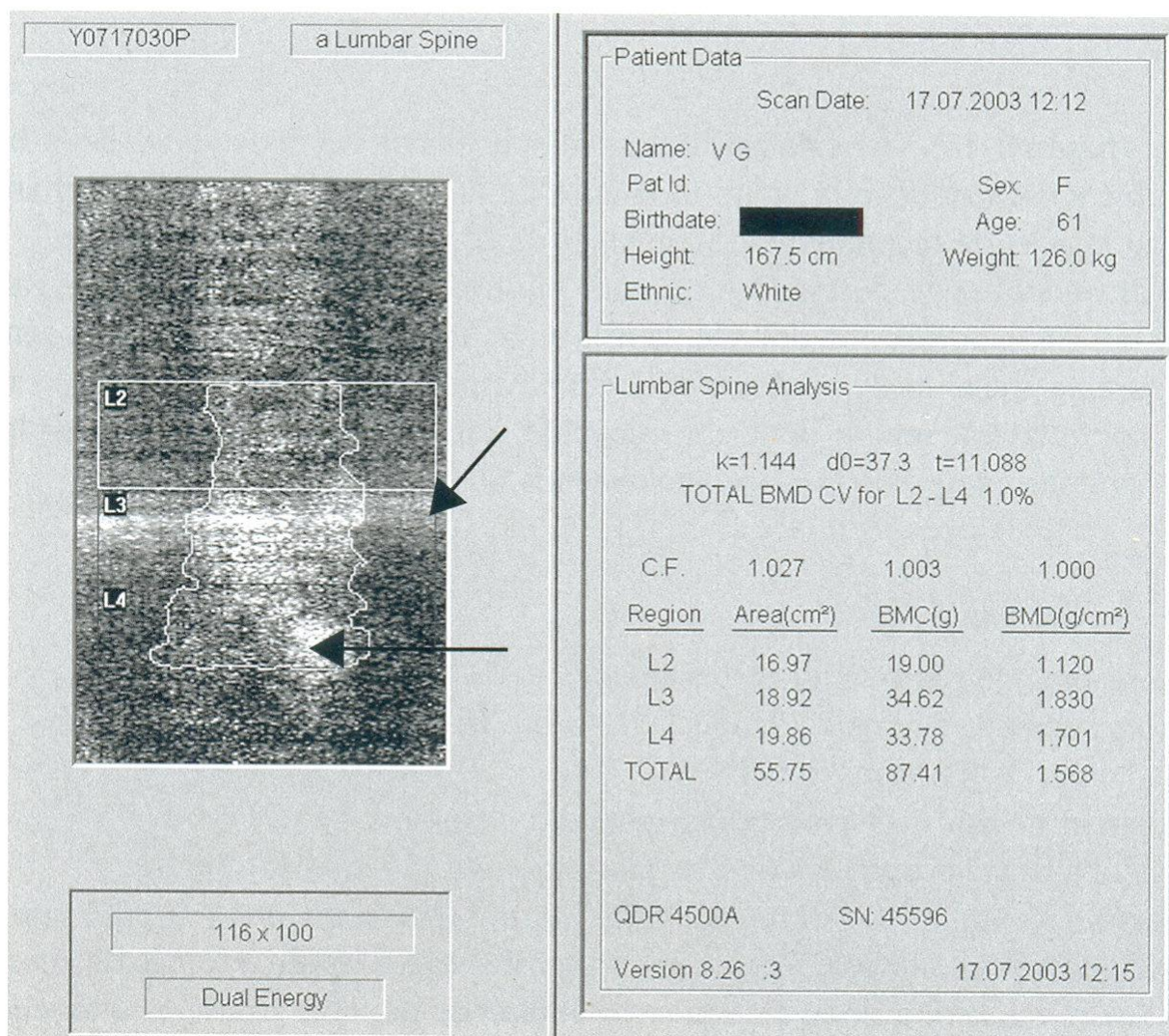
### **3. AU POIGNET**

L'avant-bras doit être vertical. Sur les appareils Hologic, l'image doit inclure de l'air en dehors du cubitus, ce qui n'est pas le cas pour ceux de type Lunar. Le patient ne doit pas avoir bougé pendant l'examen. En cas de survenue de fracture du côté mesuré (habituellement le non dominant), des différences importantes pouvant exister entre les deux côtés, la mesure de celui controlatéral servira donc de valeur de référence pour les examens ultérieurs. Elle ne sera pas comparée aux anciens résultats du côté fracturé [20].

### **4. POUR LE CORPS ENTIER**

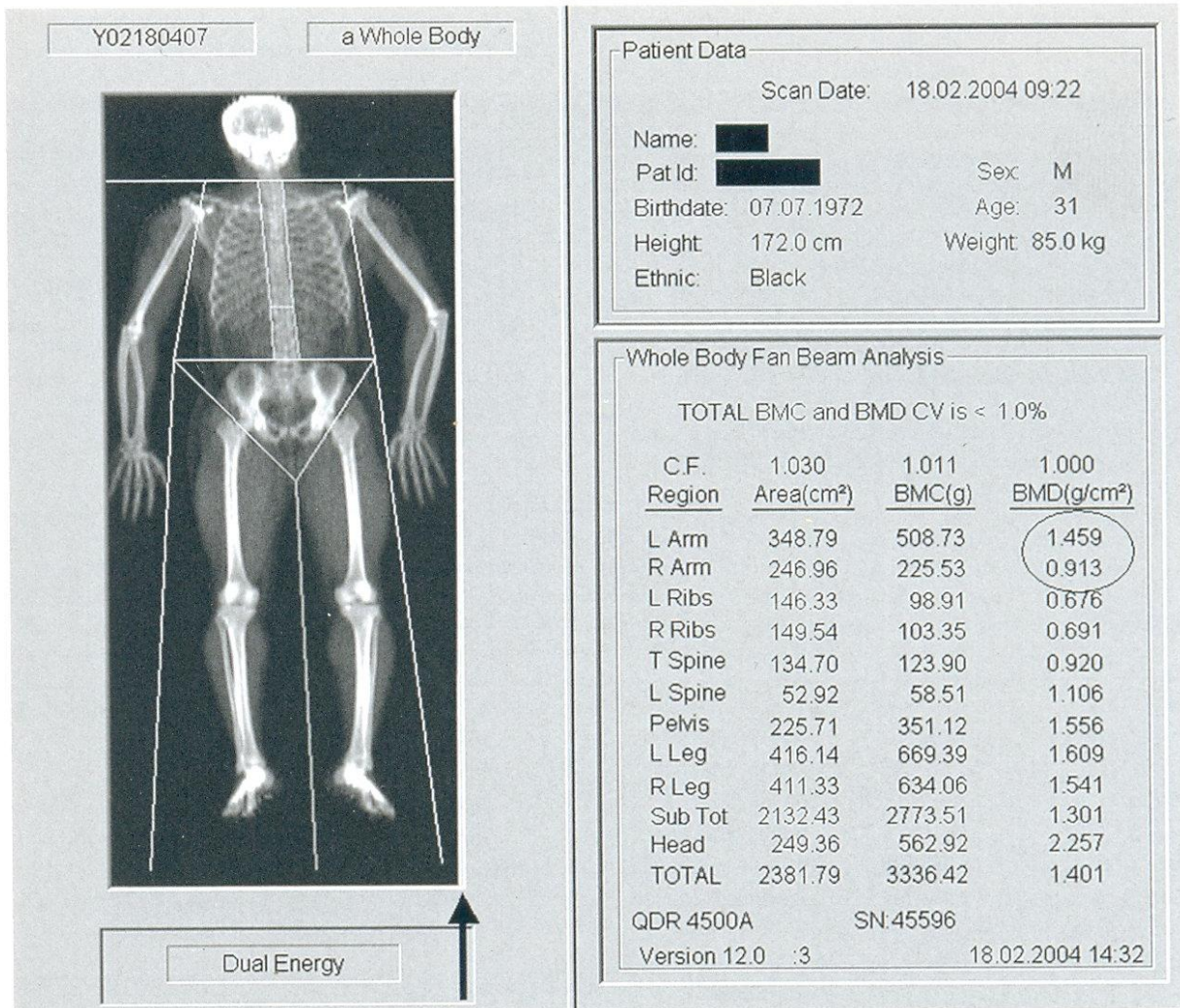
Le corps du patient doit être centré sur l'image. Vérifier la position des bras, jambes et mains. Comme pour les autres mesures, le patient ne doit pas avoir bougé pendant l'examen et il ne devrait y avoir aucun objet radio-opaque visible sur les images [20].

Finalement, quel que soit le site de mesure, il est important d'observer les résultats et de s'assurer de l'absence de chiffres aberrants ou inexplicables, qui justifieraient une reprise ou une analyse de novo de l'examen (Figures 26,27,28, 29). Certains résultats ou images peuvent être expliqués par une pathologie sous-jacente, qui doit toutefois être confirmée par une enquête diagnostique (Figures 30, 31). Il est parfois nécessaire de connaître la limite de la technique et refuser d'analyser certains examens (Figures 32, 33, 34, 35, 36,37) [20].

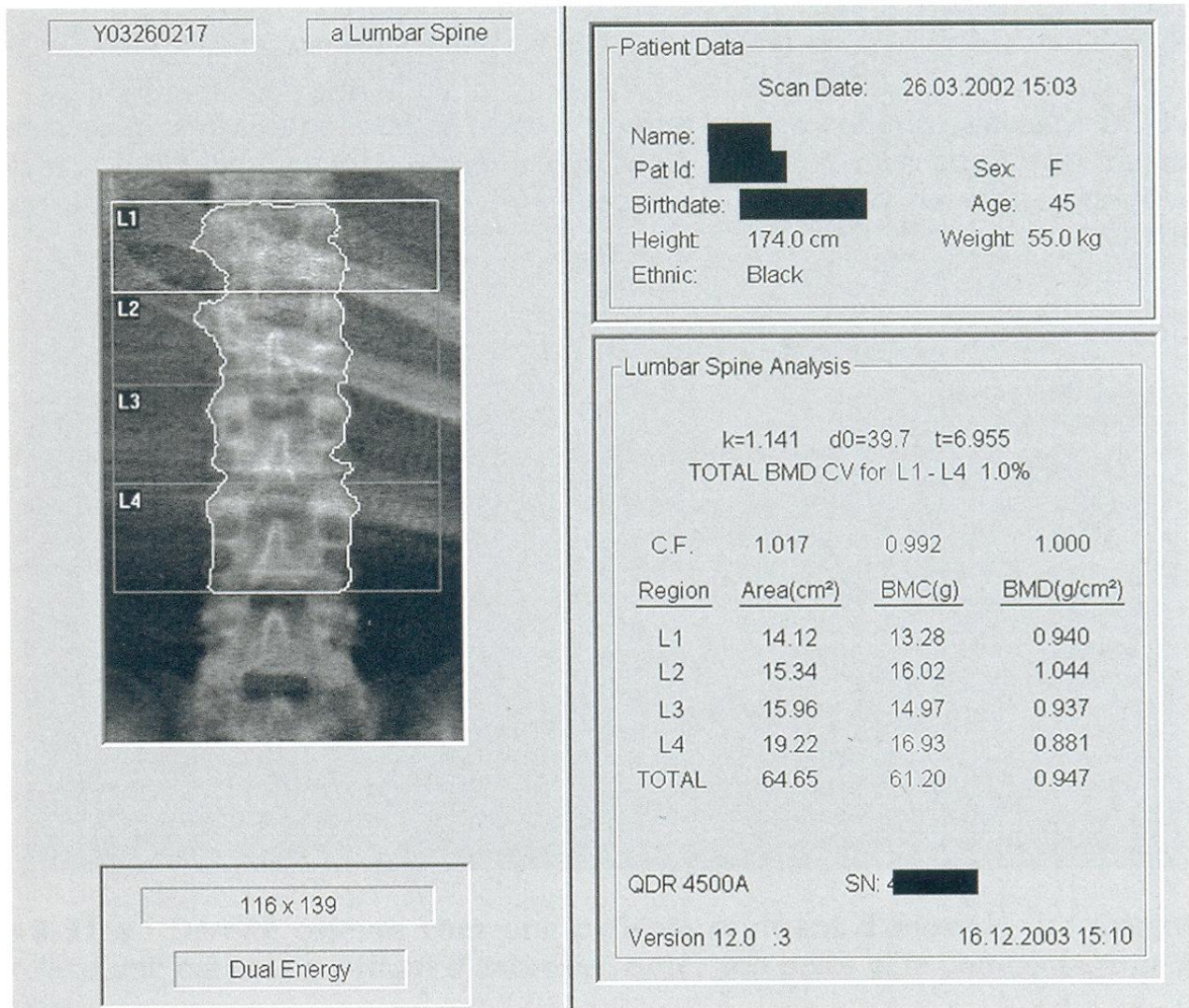


**FIGURE 26**: Une obésité surestimant les résultats de densité n'explique pas tout. Notez la différence entre la valeur de L2 et celles de L3 et L4, et vérifiez l'image. Il existe un produit de contraste (flèche). Cet examen sera à refaire après la résorption complète du dit produit [20].

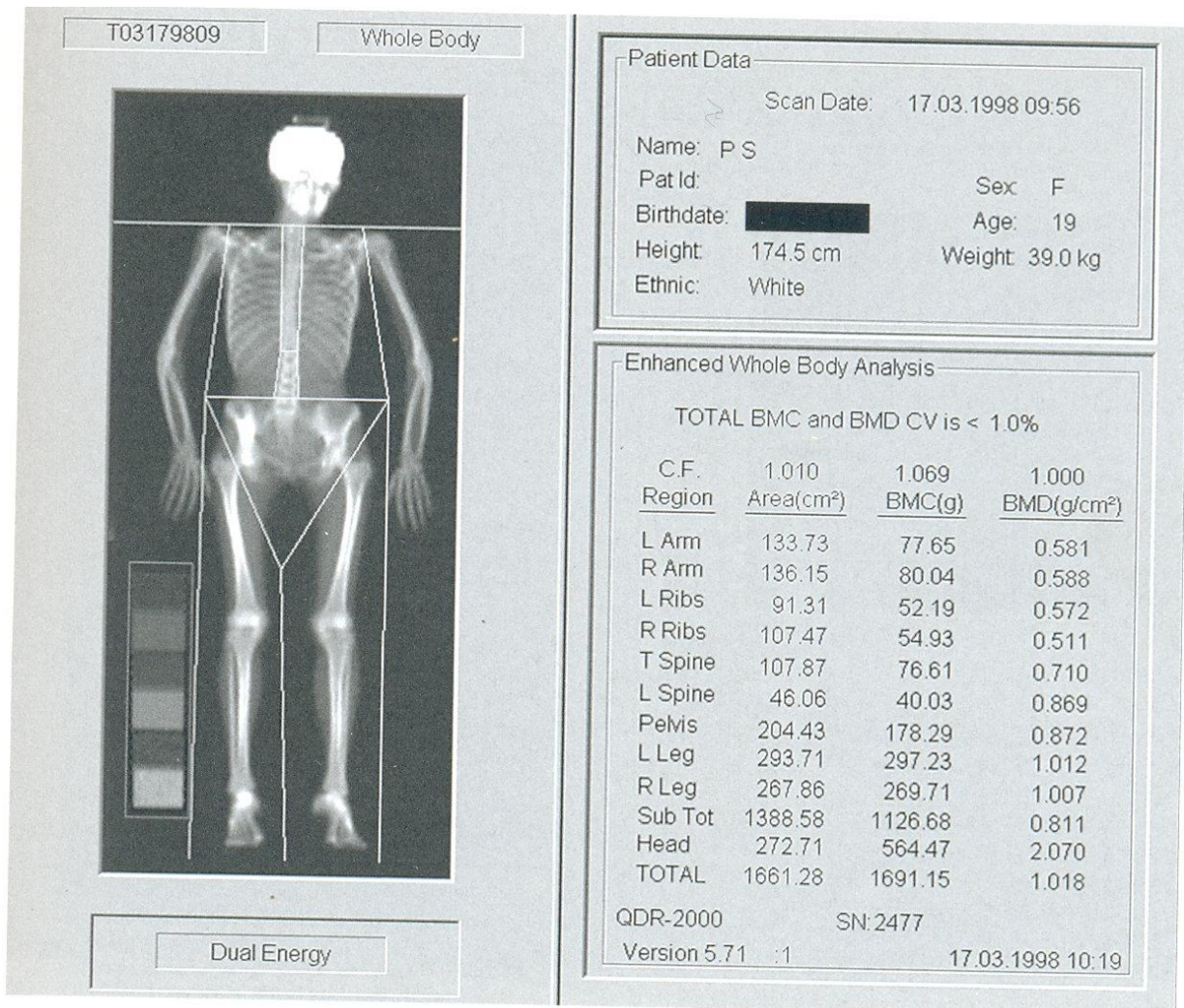




**FIGURE 28** : Partie métallique de la table dans le champ de l'examen apparaissant sous la forme d'une fine ligne blanche (flèche), surestimant les résultats du membre supérieur gauche (la sous-région où se projette cette partie métallique) par rapport au coté droit [20].

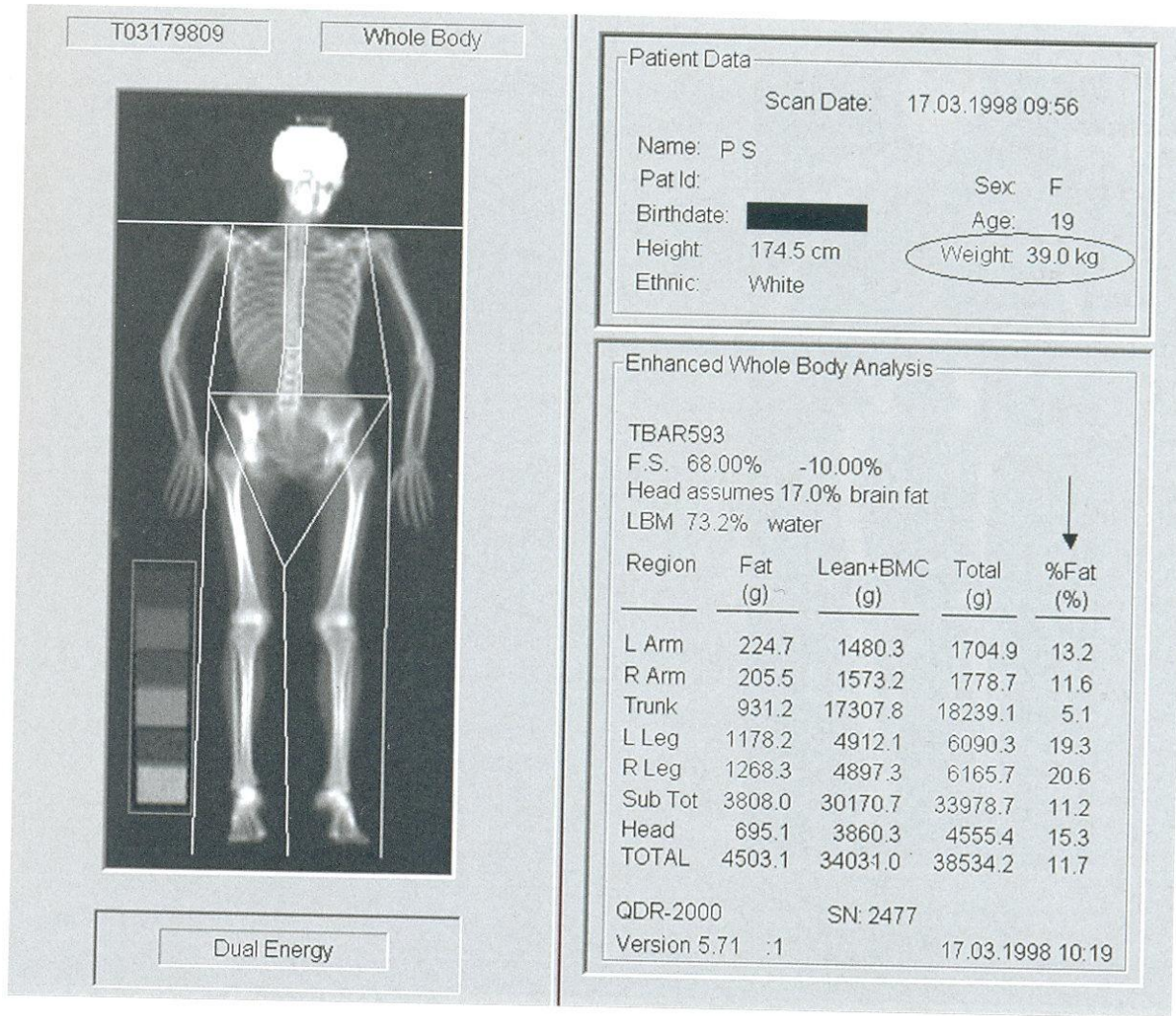


**FIGURE 29** : Avant-bras de la patiente devant le rachis [20].



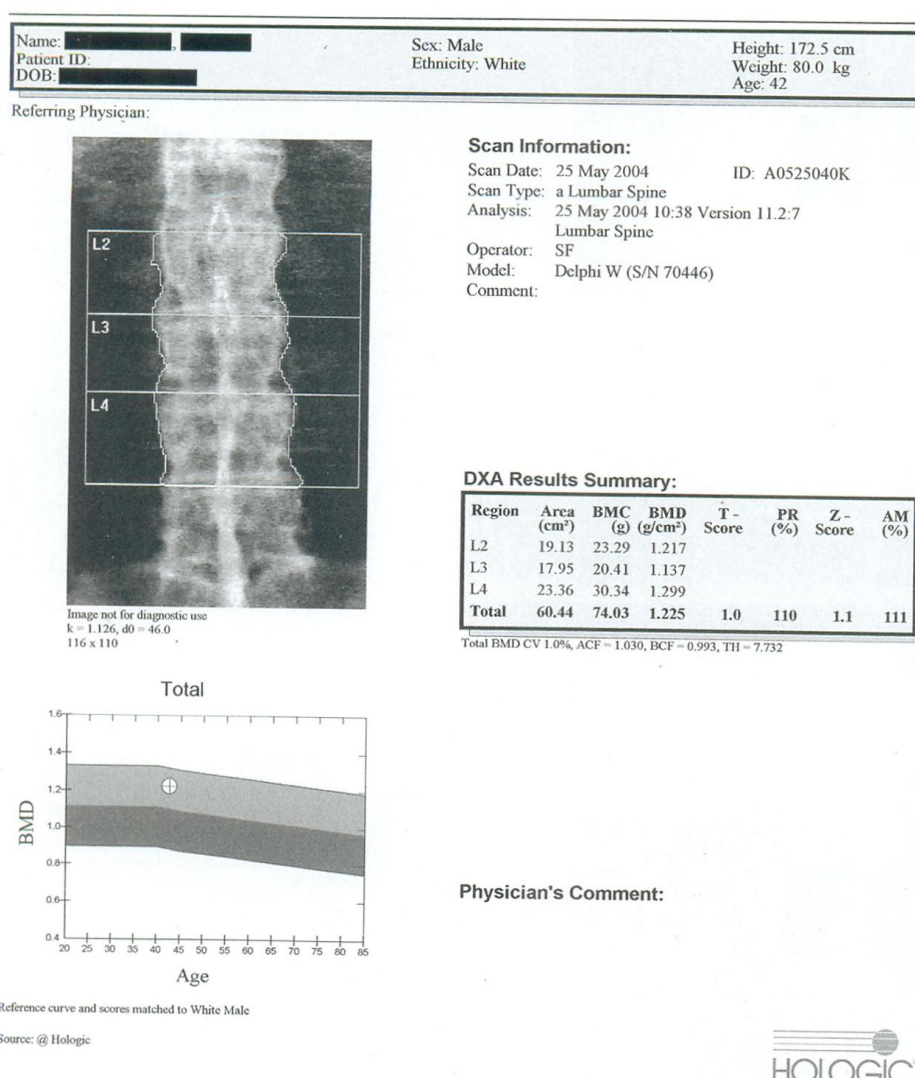
**FIGURE 30-a** : Densité osseuse chez une patiente souffrant d'anorexie [20].



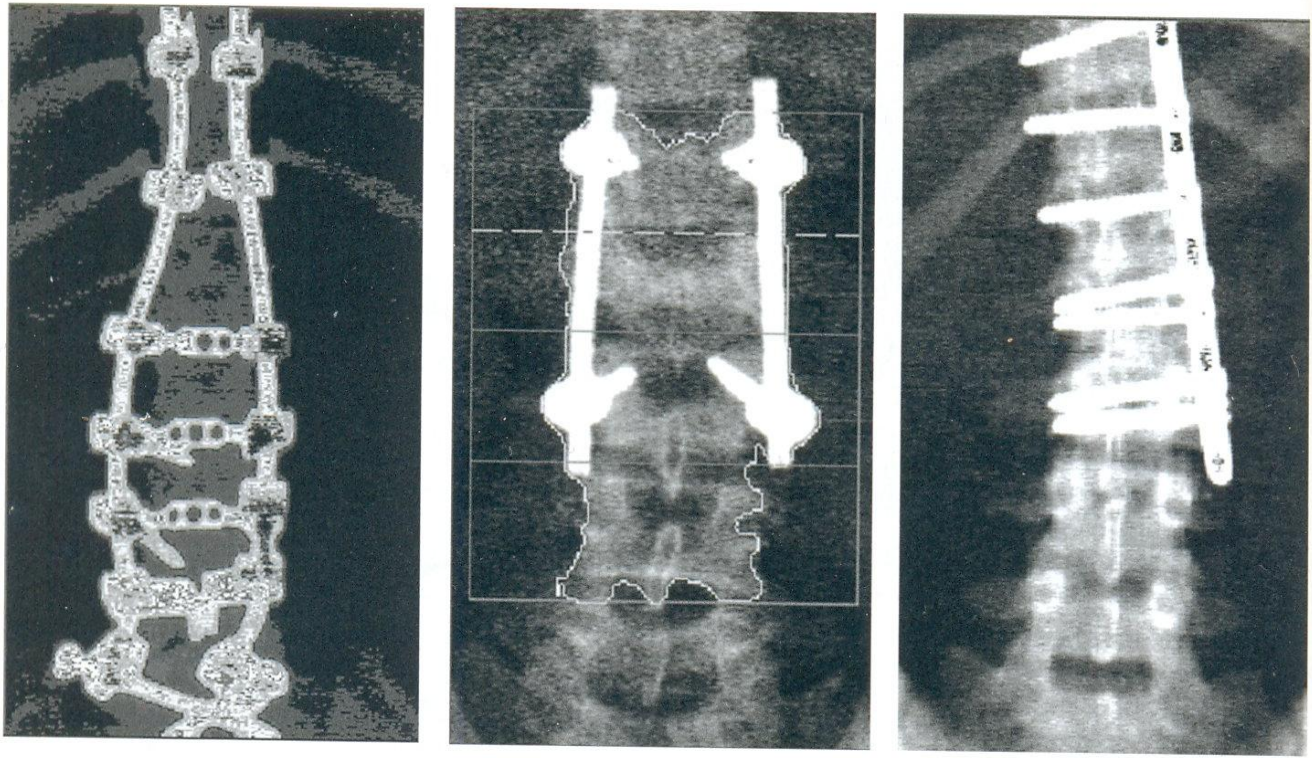


**FIGURE 30-b** : Composition corporelle d'une patiente souffrant d'anorexie : notez son poids et le pourcentage de graisses très faible [20].

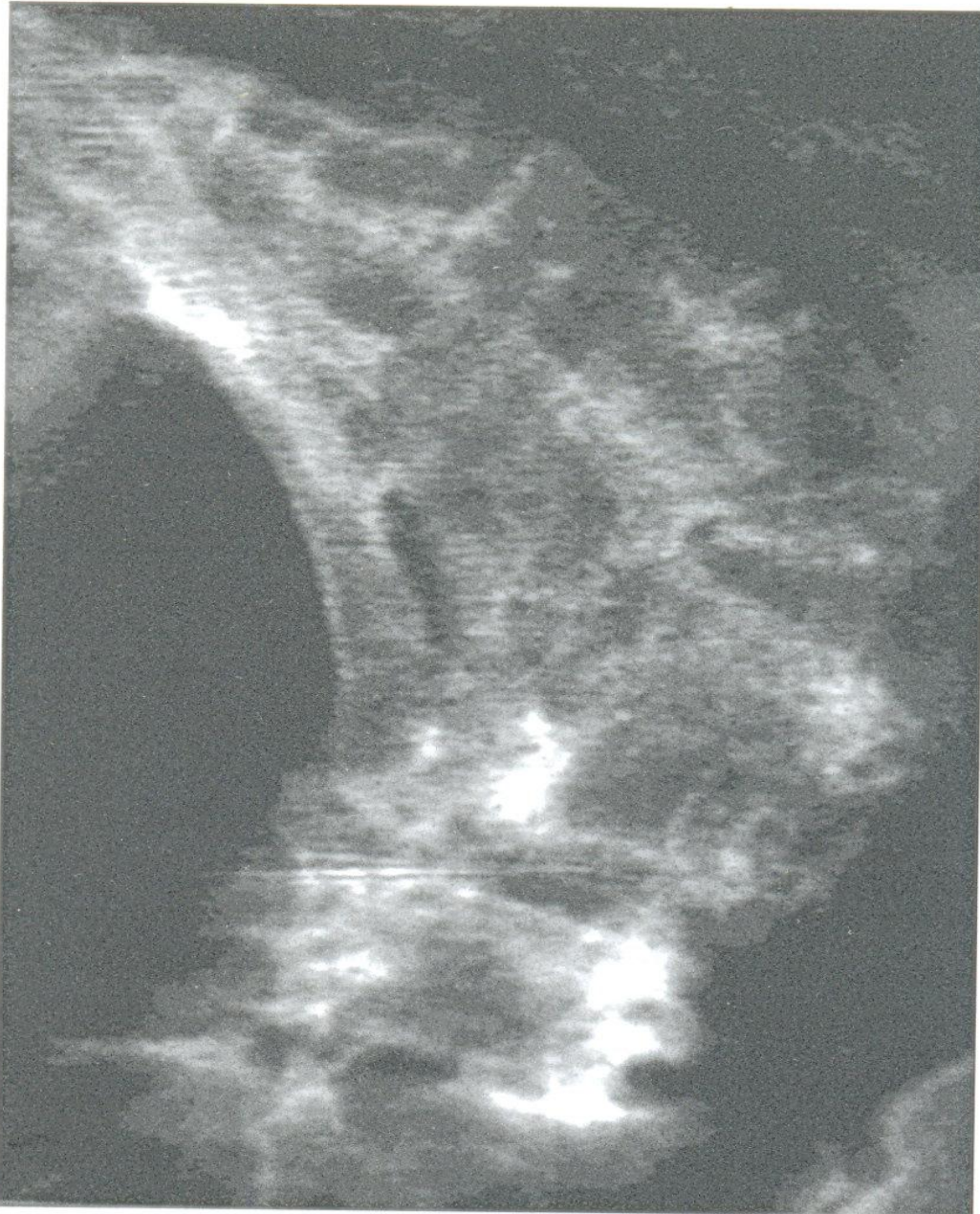
*Effet du recours aux bases de données féminines sur la dérivation du T-score chez les hommes*



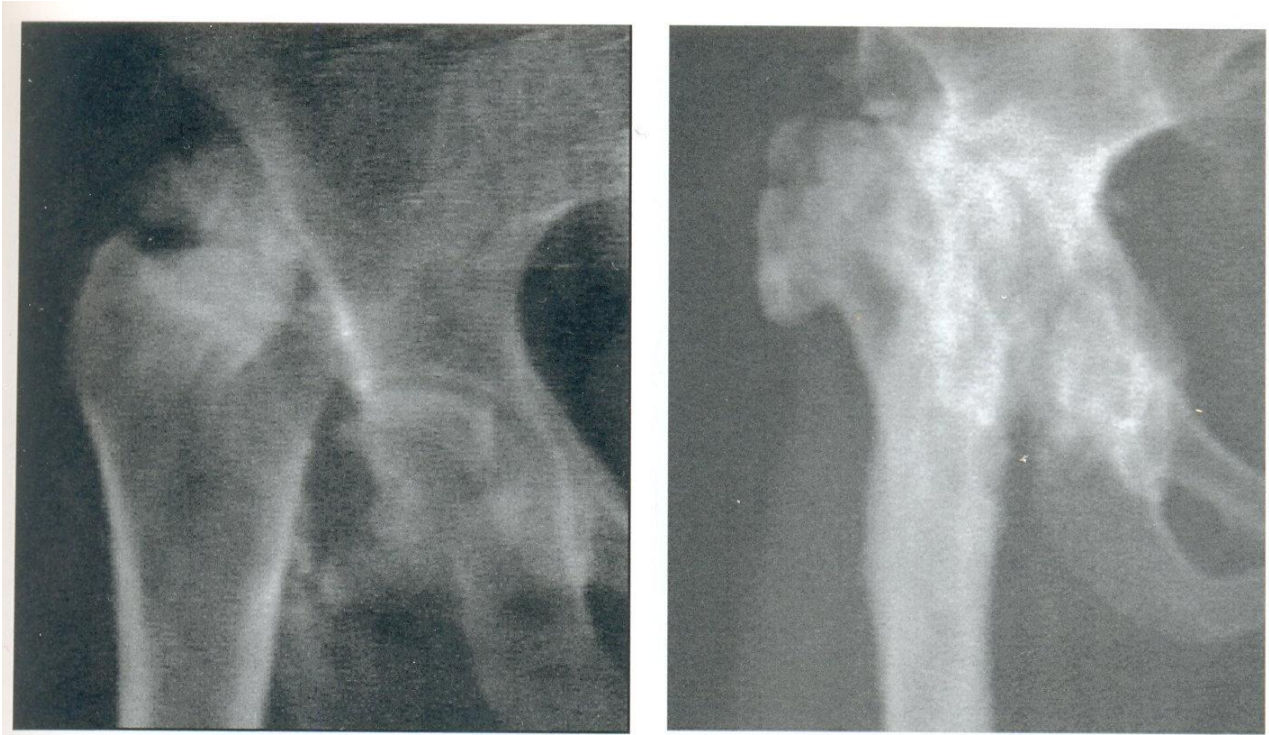
**FIGURE 31** : Colonne bambou chez un homme atteint d'une spondylarthrite ankylosante sévère, surestimant les résultats de la densité [20].



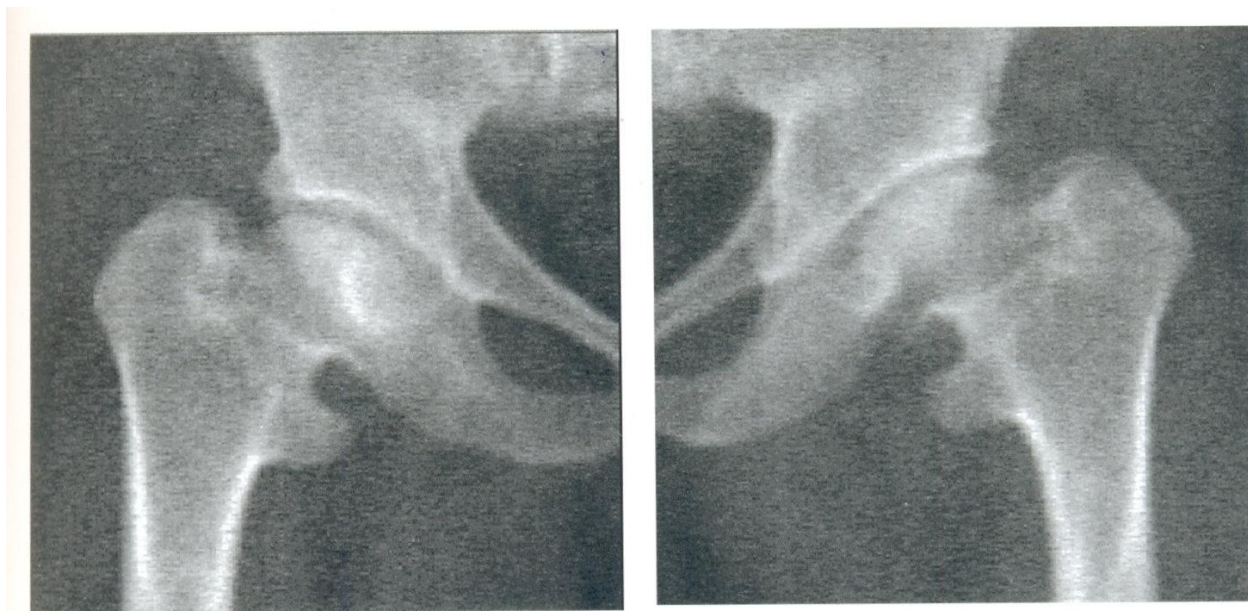
**FIGURE 32** : Arthrodeses empêchant l'analyse [20].



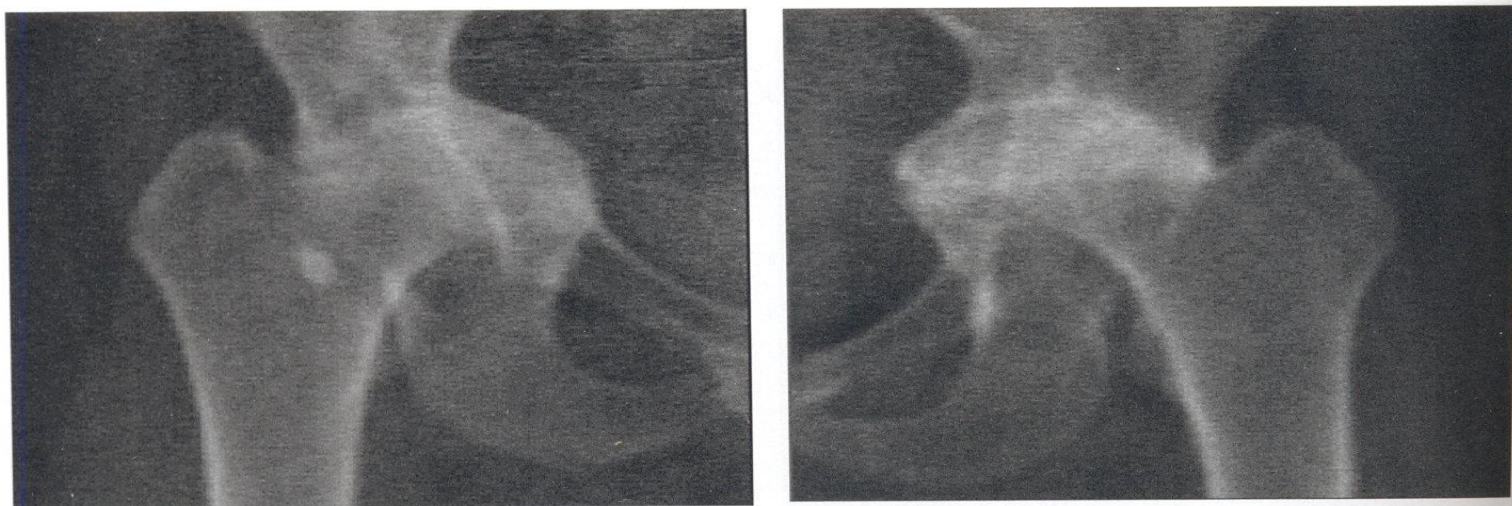
**FIGURE 33** : Rachis greffé pour scoliose. Analyse impossible [20].



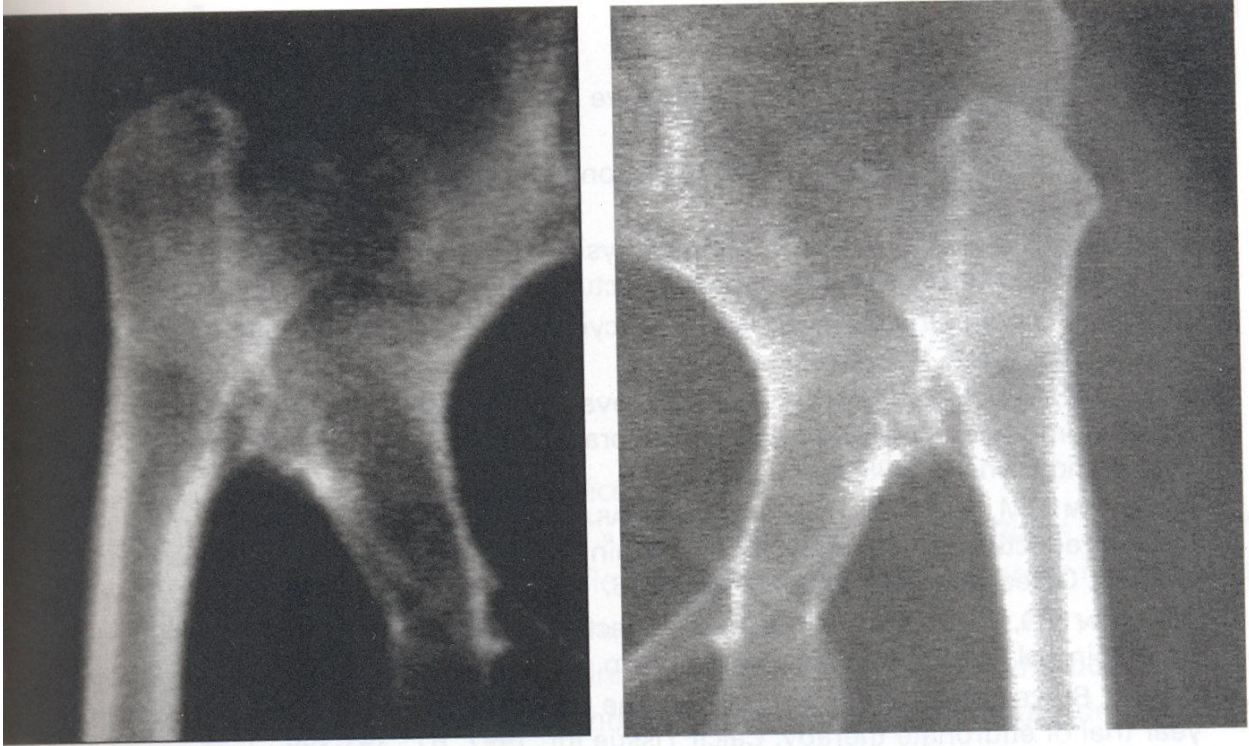
**FIGURE 34** : Fractures non opérées de hanche. Analyse impossible [20].



**FIGURE 35** : Malformations de hanche empêchant une analyse correcte de l'examen [20].



**FIGURE 36** : Protrusion acétabulaire bilatérale. Analyse impossible [20].



**FIGURE 37** : Luxation de hanche bilatérale. Analyse impossible [20].

### **J. DENSITOMETRIE OSSEUSE CHEZ LES HOMMES**

La prévalence de l'ostéoporose densitométrique est de 3 à 6 % des hommes de plus de 50 ans [83]. Dans certaines études, la prévalence des fractures ostéoporotiques est comparable chez les hommes et chez les femmes [16, 17, 84]. Dans une étude canadienne, la prévalence des fractures vertébrales, représentant les fractures ostéoporotiques en général, était respectivement de 21,5 % et de 23,5 % chez les hommes et chez les femmes [85]. Cependant, l'incidence des fractures vertébrales chez les hommes représente le tiers de celle

des femmes [86]. L'incidence des fractures du col triplera entre 1997 et 2050 en raison du vieillissement de la population masculine [87].

Il existe plusieurs différences dans le métabolisme osseux entre les hommes et les femmes [88]. Le pic de masse osseuse est plus élevé chez les hommes en raison d'une acquisition osseuse plus longue durant la phase pubertaire [89]. L'amincissement cortical est plus marqué chez les femmes en raison d'une résorption osseuse endocorticale plus grande. De même, il existe une augmentation du diamètre des os chez les hommes, qui se traduit par une plus grande résistance biomécanique. La taille des os est plus grande chez les hommes, même après ajustement sur le poids et la taille [90]. Cela résulte à une surestimation apparente de la densité osseuse (masse surfacique en  $\text{g}/\text{cm}^2$ ) chez les hommes.

Certaines études ont suggéré que les hommes se fracturent à une densité osseuse (mesurée par DXA) plus élevée que celle des femmes [10, 91]. Pour d'autres auteurs, la relation entre la DMO et les fractures est la même chez les hommes et les femmes [92, 93]. Ainsi, certains auteurs proposent d'utiliser la même valeur absolue de DMO chez les deux sexes pour la prise de décision thérapeutique [10].

Chez les hommes, en raison de la grande prévalence d'arthrose lombaire, l'extrémité supérieure du fémur est un meilleur site que le rachis pour prédire le risque de fracture [94, 95].



## **K. DIAGNOSTIC**

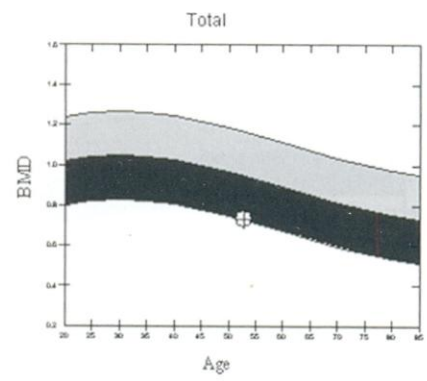
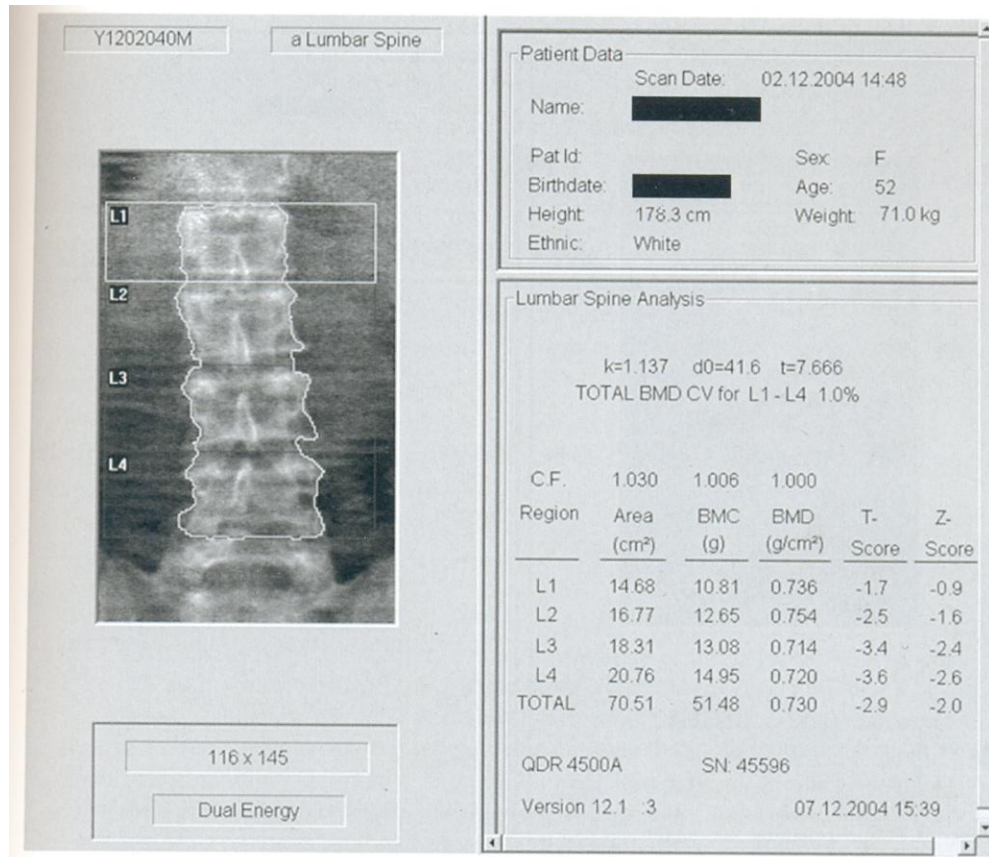
La diminution de la densité osseuse est le facteur de risque de fracture le plus important [96]. La société internationale de densitométrie clinique (ISCD) recommande d'utiliser le T-score et le seuil de -2,5 écarts types pour le diagnostic d'ostéoporose chez les hommes de plus de 65 ans, en ayant recours à des courbes de référence pour les hommes [16, 17]. Chez les hommes de 50 à 65 ans, le diagnostic d'ostéoporose peut être fait avec le seuil de -2,5 écarts types pour le T-score, si d'autres facteurs de risque sont identifiés. Chez les hommes de moins de 50 ans, le diagnostic d'ostéoporose sera établi sur la base d'un Z-score inférieur à -2 [97]. Ces seuils diagnostiques ne sont pas des seuils de décision thérapeutique.

### **1. COURBES DES VALEURS NORMALES**

Sur les appareils Lunar, il existe des courbes françaises (sauf pour le corps entier). Sur les appareils Hologic, il n'existe pas de courbes françaises pour les hommes mais des courbes américaines.

Certains appareils affichent le sexe « F » par défaut sur la fiche biographique. Si le sexe n'est pas saisi ni modifié, il existe un risque de comparer les résultats d'un homme à des courbes de femmes (Figures 38 a, 38b) [20].

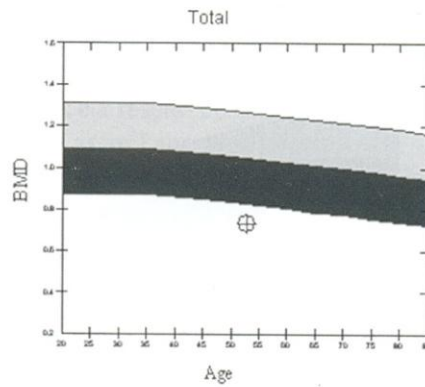
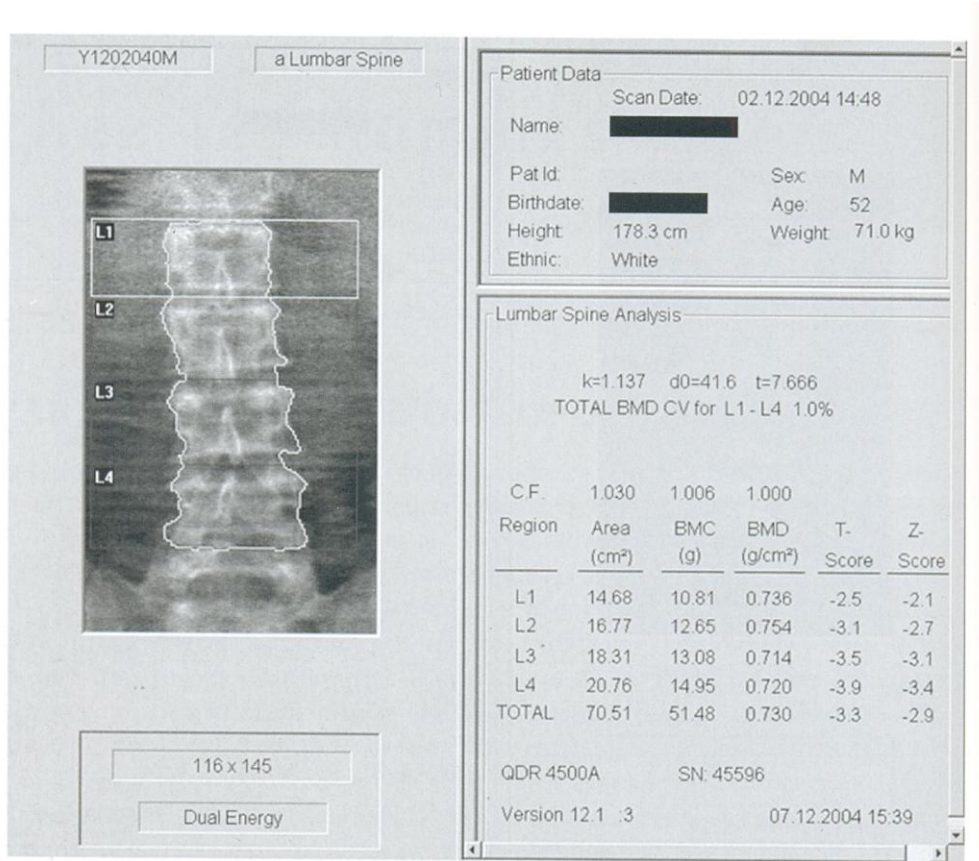
*Effet du recours aux bases de données féminines sur la dérivation du T-score chez les hommes*



Reference curve and scores matched to White Female  
 Source: Hologic

**FIGURE 38-a** : Erreur de saisie du sexe entraînant la comparaison de l'examen d'un homme à une courbe de femmes [20].

*Effet du recours aux bases de données féminines sur la dérivation du T-score chez les hommes*



**FIGURE 38-b** : Comparaison à la bonne courbe. Notez le changement des T et Z scores [20].

## **2. RESULTATS**

La DXA est une technique de mesure et non d'imagerie et la qualité de l'image n'autorise pas de faire un diagnostic. Au moindre doute, il faut pratiquer une radiographie. Toutefois, la vérification de l'image obtenue est requise avant de regarder les résultats chiffrés afin de décider de leur validité.

Quel que soit le type de scan, on vérifie :

- la marque et le type d'appareil ainsi que le mode de scan ;
- la fiche biographique du patient, le poids et la taille tout comme l'âge, le sexe et l'ethnie, qui conditionnent le choix de la courbe de référence et le calcul des T et Z -scores. Pour les appareils Lunar (**cas de notre étude**), le poids et la taille saisis dans la fiche biographique du patient permettent d'évaluer l'épaisseur à traverser et de déterminer automatiquement le mode de scan ;
- le bon positionnement du patient ;
- l'absence de mouvement du patient pendant l'examen ;
- l'absence de corps étranger sur l'image, surtout s'il se trouve à l'intérieur de la région analysée [20].

### **a. EN FONCTION DU SITE**

#### **• Rachis lombaire et incidence antéropostérieure**

Pour chaque vertèbre mesurée, l'appareil donne la surface ( $\text{cm}^2$ ), le CMO (g) et la DMO ( $\text{g}/\text{cm}^2$ ). Il donne aussi le résultat total. La surface totale est la somme des surfaces, le CMO total est la somme des CMO ; tandis que la DMO totale

est le rapport CMO total/ surface totale et non pas la moyenne arithmétique des DMO.

La surface, le CMO et la DMO augmentent de L1 à L4. En cas de discordance entre les chiffres, il faut vérifier l'existence d'une cause de surestimation locale (tassement vertébral, arthrose localisée, corps étranger) ou à l'inverse une cause de sous-estimation telle qu'une laminectomie.

Il faut vérifier la bonne numérotation des vertèbres et que la courbe utilisée correspond aux vertèbres analysées. Le rachis lombaire n'est interprétable que si au moins deux vertèbres sont évaluables [20].

#### • **Hanche**

Les résultats de l'extrémité supérieure du fémur comportent 5 sous régions, non comparables entre les deux grands types d'appareils (Lunar et Hologic) :

- le « col » ( neck ) est la région du CF à l'intérieur de la boîte rectangulaire. Son bon positionnement est important, avec des variations dues à son placement pouvant atteindre 8 % [47].
- Le « troch » est la région du grand trochanter. Elle est délimitée par la boîte du « neck » et la base du grand trochanter (la ligne pleine sur Hologic).
- La région « Inter » (Hologic) ou « Diaphyse » (Lunar) est la région intertrochantérienne. Elle est délimitée par la boîte du « col », la base du grand trochanter et la limite inférieure de la région d'analyse.
- La région « diaphyse » sur les appareils Lunar à la forme d'un triangle de taille fixe. Sa limite inférieure n'est donc pas constante sur le plan anatomique. Sa position dépend de la taille du patient . Cette région n'est

jamais utilisée pour le diagnostic et le suivi des patients ,mais elle fait partie de la région « total » [20].

- Le total regroupe les trois régions précédentes.
- Le « Ward » est la région de plus faible densité à l'intérieur du CF. Elle ne correspond pas forcément au triangle de Ward anatomique. La grande variabilité de cette sous-région la rend inutilisable en pratique [20].

Le comité international pour la standardisation des mesures osseuses recommande l'usage de la région du FT, car elle est équivalente sur le plan diagnostique à celle du col et est plus reproductible [98].

#### • **Poignet**

Les résultats de l'avant-bras se composent de trois régions :

- le radius ;
- le cubitus (ulna) ;
- le radius + le cubitus.

Pour chaque région, les résultats concernent des sous-régions :

- sur les appareils Lunar : la région UD (ultra distale, essentiellement composée d'os trabéculaire) ; la région 33 %, essentiellement composée d'os cortical, et la région totale ;
- sur les appareils Hologic : la région UD (composée essentiellement d'os trabéculaire ) ; la région 1/3, qui correspond à la jonction tiers distal – deux tiers proximaux de l'avant-bras (essentiellement composé d'os cortical ) ; la

région MID, qui est la région intermédiaire située entre la région UD et la région 1/3 ; et la région totale [20].

- **Corps entier**

- **Densité osseuse du corps entier**

Le corps entier est divisé en plusieurs régions dont le résultat comporte pour chacune la surface, le CMO et la DMO. La comparaison de la DMO totale avec la courbe de référence s'exprime par les T et Z -scores. Le remodelage osseux de l'os cortical, qui constitue 80 % de l'os du corps [99], est assez lent. Le corps entier n'est pas un bon site de suivi de la densité osseuse. Les espaces intervertébraux ne sont pas toujours suffisamment visibles et le corps entier est mesuré sans effacer la lordose lombaire, en surélevant les jambes. Il est déconseillé d'utiliser le résultat du rachis lombaire mesuré en corps entier pour le comparer à sa mesure directe en incidence antéropostérieure [20].

- **Composition corporelle**

C'est le véritable intérêt de la mesure du corps entier. Le principe physique de cette mesure repose sur le fait que l'atténuation des rayons de haute et de basse énergies dépend de la composition du solide qu'ils traversent. En ayant des standards avec des proportions connues de muscle et de graisse, pour calibrer les rayons de haute et de basse énergies, il devient possible de mesurer la composition corporelle en masse grasse, non grasse et osseuse [100]. Le résultat de la composition corporelle est divisé en plusieurs régions dont le résultat

comporte pour chacune le CMO (g), la masse grasse (g), la masse musculaire « lean » (g) et le pourcentage de graisses.

Cette mesure prend de plus en plus d'importance dans le suivi des problèmes de nutrition, de modification corporelle liée à des problèmes nutritionnels psychiatriques, endocrinologiques, gastro-entérologiques, pédiatriques, etc. A l'heure actuelle, il existe sur les appareils Lunar une courbe américaine de valeurs normales de la composition corporelle [101], qui n'est pas transposable aux femmes françaises en raison de la différence en poids et taille entre les deux populations.

#### **b. T et Z - SCORES [20]**

Les résultats du patient sont comparés à une courbe de référence pour chaque site de mesure. Cette comparaison (en écarts-types) s'effectue avec deux valeurs :

- **le T- score**, qui correspond à la différence, en écarts-types, entre la DMO mesurée et la valeur moyenne de l'adulte jeune (ou pic de masse osseuse) : **T-score = [DMO du patient – DMO adulte jeune de même sexe]/ écart-type de la valeur de l'adulte jeune de même sexe.**

- **le Z - score**, ou différence en écarts-types, entre la DMO mesurée et la valeur moyenne des personnes de même âge et de même sexe :

**Z -score = [DMO du patient – DMO moyenne des personnes de même âge et de même sexe]/écart-type de la valeur des personnes de même âge et de même sexe.**



Une déviation standard est de l'ordre de 10 à 15 % de la moyenne selon le site et la courbe [20].

### **c. COURBES DE REFERENCE**

Il est actuellement établi que la valeur de la densité « normale » est différente selon l'ethnie. Les sujets de race blanche ont une densité supérieure à celle des sujets de race jaune et inférieure à celle des sujets de race noire. En réalité, de nombreux facteurs interviennent dans cette détermination, comme l'illustrent les chiffres de densité osseuse très bas trouvés dans certaines populations rurales africaines [102]. Celle-ci est inférieure à la densité osseuse des américains d'origine africaine. Cette différence pourrait être due à des différences alimentaires et du mode de vie. De même, toutes les personnes de race blanche n'ont pas une densité comparable [103, 104]. Plusieurs études [105, 106, 107] ont comparé différentes courbes et sont parvenues à la conclusion selon laquelle la prévalence de l'ostéoporose était modifiée selon la courbe utilisée. Elle peut varier de 6 à 15 % au rachis lombaire et de 3 à 23 % au col fémoral, selon que l'on utilise une courbe locale ou celle du fabricant [106]. En pratique, il faudrait toujours utiliser une courbe adaptée à la population étudiée. Si celle-ci n'existe pas, il est conseillé de recourir à celle d'une population qui s'en rapproche le plus. Le diagnostic peut varier en fonction de la courbe utilisée.

## **L. INDICATIONS, CONTRE-INDICATIONS ET NON INDICATIONS DE LA DENSITOMETRIE OSSEUSE**

### **1. INDICATIONS DE LA DENSITOMETRIE OSSEUSE**

En France, des recommandations pour les indications de la densitométrie osseuse ont été élaborées par l'agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé (ANAES) [20].(cf. TABLEAU I)

### **2. CONTRE-INDICATIONS DE LA DENSITOMETRIE OSSEUSE [20]**

La seule contre-indication absolue (pour des raisons médico-légales) de la densitométrie est la grossesse. D'autres cas nécessitent de repousser l'examen de quelques jours (1 semaine) :

- les produits de contraste oraux (baryte) gênent la mesure durant 2 à 6 jours, parfois plus ;
- les produits radioactifs (scintigraphie) peuvent interférer avec l'examen pendant 1 à 3 jours, parfois davantage ;
- les produits de contraste intraveineux sont en général éliminés en quelques heures.

### **3. NON INDICATIONS DE LA DENSITOMETRIE OSSEUSE**

**[20]**

Les logiciels permettent toujours d'analyser tout examen effectué, mais leur utilité clinique est discutable dans les cas suivants.

● **Au rachis lombaire :**

- scoliose ou arthrose lombaire majeure ;
- présence de matériel d'ostéosynthèse ;
- tassements vertébraux lombaires multiples.

● **Aux autres sites :**

- présence de matériel d'ostéosynthèse ;
- antécédent de fracture de la région à analyser ;
- malformation.

Finalement, tous les rappels évoqués ci-dessus autorisent la pratique de DXA de bonne qualité, tenant compte des indications et des recommandations de consensus débattues, corrélées à une analyse et une interprétation des résultats qui soient de bonne facture **[20]**.



**PARTIE  
PRATIQUE**

*MATERIELS ET  
METHODES*

Notre travail est une étude rétrospective qui se propose de mettre en exergue les effets du recours à une base de données normative féminine (BDNF) en vue de la dérivation des T-scores chez des patients de sexe masculin, pour lesquels l'indication de pratique d'un examen densitométrique par DXA centrale (rachis, hanche) était posée.

## **A. PATIENTS**

Lors de la présente étude, nous avons évalué 1200 hommes, tous marocains et de type caucasien, chez lesquels l'indication clinique de pratique d'une DXA était retenue. Elle couvre la période allant de Mai 2004 à Septembre 2008 et a pour cadre le Centre de Rhumatologie et de Rééducation Fonctionnelle (CRRF) de l'Hôpital Militaire Mohammed V de Rabat, Royaume du Maroc.

L'âge des patients était compris entre 20 et 90 ans (moyenne  $50,1 \pm 16,2$ ). Tous les sujets étaient caucasiens. Leur index de masse corporelle (IMC, en  $\text{Kg/m}^2$ ) était compris entre 13,0 et 37,5, avec une moyenne de  $24,8 \pm 3,9$ .

## **B. METHODOLOGIE**

Initialement, la base de données normatives masculine (BDNM) marocaine a été utilisée en vue du calcul du T-score : les valeurs moyennes (DS) des adultes jeunes normaux de la BDNM marocaine étaient de 1,205 g/cm<sup>2</sup> (0,15) pour le rachis lombaire (RL) ; 1,147 g/cm<sup>2</sup> (0,16) pour le CF et de 1,161 g/cm<sup>2</sup> (0,16) pour la hanche totale (HT). Tous les scans ont été par la suite de nouveau analysés d'après la BDNF marocaine pour la dérivation du T-score aux niveaux du rachis et du fémur [108]. Les valeurs moyennes (DS) pour les adultes jeunes normaux dans la BDNF marocaine étaient de 1,156 g/cm<sup>2</sup> (0,12) pour le RL, 1,026 g/cm<sup>2</sup> (0,12) pour le CF, et de 1,029 g/cm<sup>2</sup> (0,11) pour HT. La classification diagnostique de l'OMS a été appliquée et les individus ont été de ce fait classés comme étant normaux (T-score  $\geq -1,0$ ), ostéopéniques (T-score  $< -1,0$  à  $-2,5$ ), ou ostéoporotiques (T-score  $\leq -2,5$ ).

### **1. Acquisition de la DXA**

La DMO était déterminée par un système DXA de type Lunar Prodigy Vision (Lunar corp., Madison, WI, USA). Les scans DXA étaient obtenus selon des procédures standard recommandées par le manufacturier. Toutes les mesures de la DMO étaient entreprises par 2 techniciens expérimentés. Le contrôle journalier de la qualité était assuré par la mesure du fantôme Lunar. Les mesures des fantômes ont montré des résultats stables pendant toute la durée de l'étude. La

précision du fantôme telle qu'elle est exprimée en tant que pourcentage du CV, était de 0,08. En outre, la reproductibilité avait été récemment évaluée en pratique clinique et montrait que la plus petite différence détectable était de 0,04 g/cm<sup>2</sup> pour le rachis et de 0,02 g/cm<sup>2</sup> pour la hanche [109, 110]. La DMO des patients était mesurée au niveau du rachis lombaire (projection antéropostérieure de L1-L4) et des fémurs (c'est-à-dire le CF, le trochanter et la HT).

## **2. Analyses statistiques**

Des tests analytiques de Bland et Altman ont été utilisés pour comparer les DMO et les T-scores entre les deux bases de données. Le test t de Student a été utilisé pour comparer les T-scores entre chaque base de données tandis que les corrélations ont été calculées d'après le test de Spearman. Les modifications diagnostiques étaient évaluées d'après le test de McNemar. Les logiciels SPSS 15.0 ont servi lors de l'analyse statistique.





**RESULTATS**

Le tableau ci-dessous (**TABLEAU IV**) illustre les données descriptives générales de notre population d'étude.

L'âge de notre population d'étude était compris entre 20 et 90 ans (moyenne  $50,1 \pm 16,2$ ) pour un poids et une taille moyens respectifs de  $73,1 \pm 12,7$  kg (intervalle 40 à 122 kg) et  $1,71 \pm 0,07$  m (intervalle de 1,50 à 1,96 m). Quant aux IMC, ils s'échelonnaient de 13,0 à 37,5 (moyenne  $24,8 \pm 3,9$ ).

**TABLEAU IV:** Statistiques descriptives de la population d'étude.

	Moyenne	DS	Minimum	Maximum
Age (années)	50,1	16,2	20	90
Poids (Kg)	73,1	12,7	40	122
Taille (m)	1,71	0,07	1,50	1,96
IMC (Kg/m <sup>2</sup> )	24,8	3,9	13,0	37,5
DMO rachis lombaire	1,098	0,177	0,404	1,702
DMO hanche totale	1,006	0,161	0,463	1,703
DMO col fémoral	0,974	0,17	0,561	1,831

## **I. DONNEES RELATIVES AUX DMO**

Les DMO moyennes (DS) au niveau du rachis lombaire, du CF et de la HT étaient respectivement de 1,098 (0,17); 0,974 (0,17) et de 1,006 (0,16) g/cm<sup>2</sup>.

## **II. DONNEES RELATIVES AUX T-SCORES**

Les T-scores des hommes et ceux dérivés des femmes étaient fortement corrélés, et ce au niveau de tous les sites (**TABLEAU V**).

**TABLEAU V** : Corrélations entre les T-scores des hommes et ceux dérivés des femmes.

---

	Femmes RL T- score	Femmes CF T- score	Femmes HT T- score
Hommes RL T -score	0,98	0,66	0,60
Hommes CF T -score	0,59	0,97	0,90
Hommes HT T -score	0,63	0,86	0,93

---

*Toutes les corrélations sont significatives à 0,01 près.*

CF : col fémoral ; RL: rachis lombaire ; HT: hanche totale.

### **III. EFFET D'UNE NOUVELLE ANALYSE DES RESULTATS**

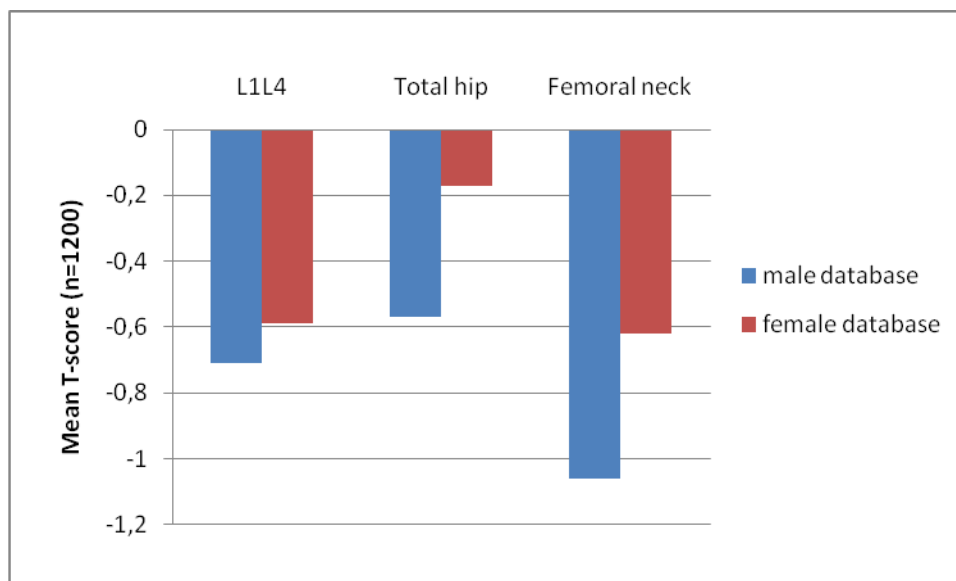
Lorsque les résultats étaient de nouveau analysés en se référant à la BDNF, comme supposé au départ, la DMO moyenne de l'adulte jeune normale de la BDNF était plus basse, et ce au niveau de tous les sites ( $p < 0,0001$ ).

#### **A. T - Scores dérivés de la base de données masculine**

Les T-scores moyens (DS) dérivés de la BDNM étaient de -0,72 (1,3), -1,06 (1,1), et de -0,57 (1,1) respectivement pour le RL, le CF et la HT.

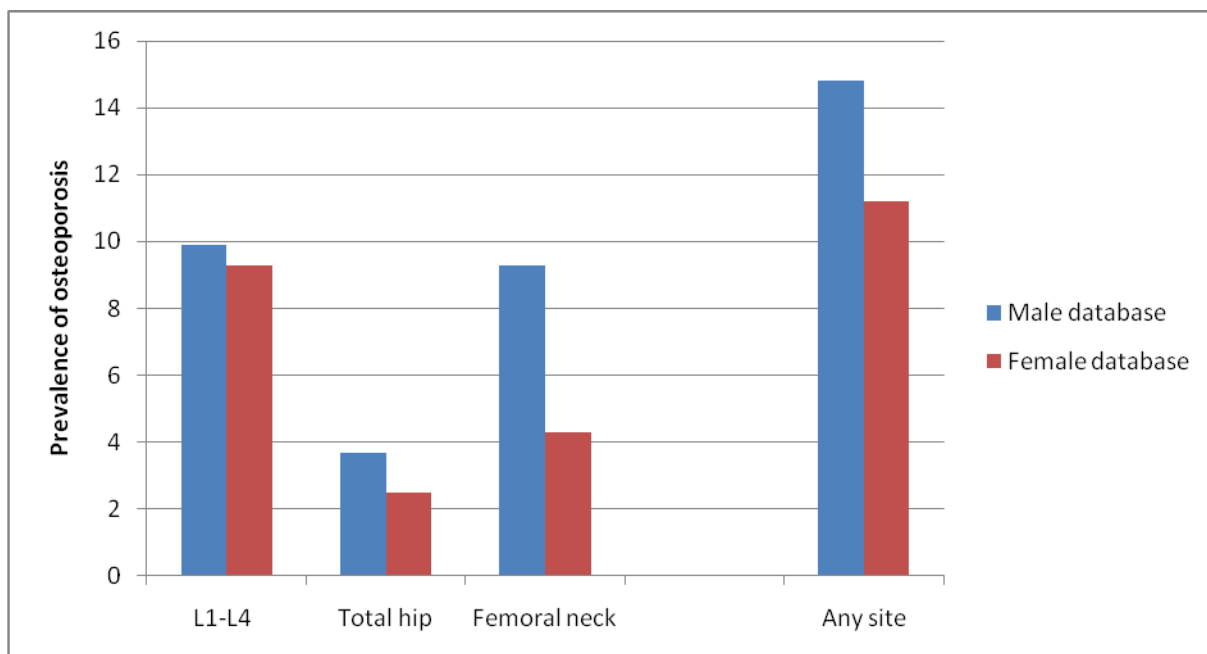
#### **B. T -Scores dérivés de la base de données féminine**

Les T-scores moyens (DS) dérivés de la BDNF étaient de -0,59 (1,4), -0,62 (1,1), et de -0,17 (1,2) au niveau de ces sites respectifs. La Figure 39 montre l'impact du changement de la base de données sur les T-scores.



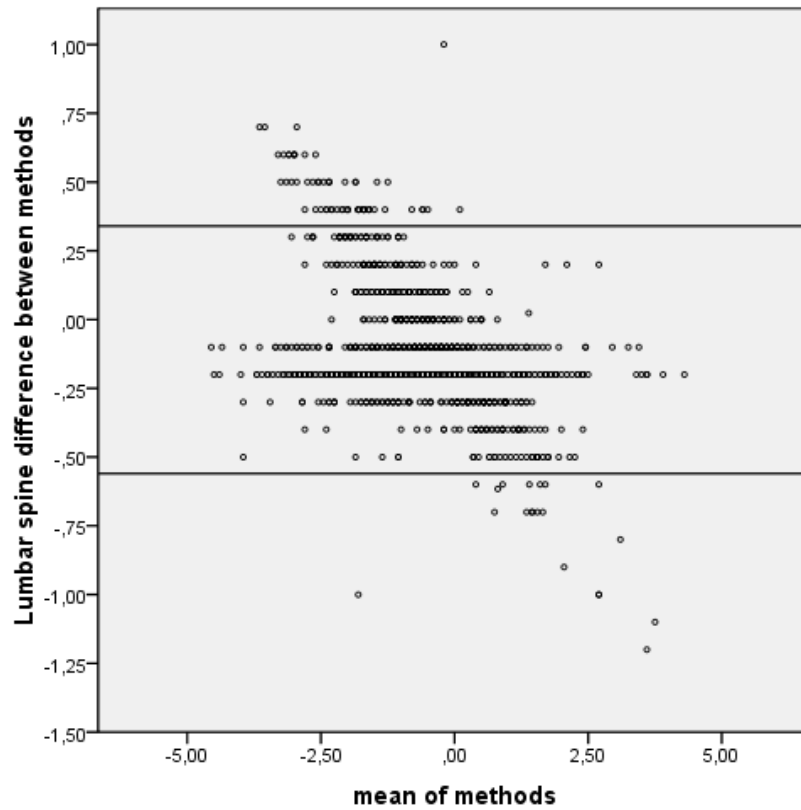
**FIGURE 39** : Effet de la sélection des bases de données masculine et féminine sur le T-score .

Lorsque la base de données féminine était utilisée, pour tous les sites concernés, un plus faible nombre d'hommes ( $p < 0,0001$ ) fut classé comme ayant une « ostéoporose » (Figure 40). Ainsi, la proportion d'hommes classés comme ayant une ostéoporose dans un site donné quel qu'il soit diminuait de 14,8 % à 11,2 %.

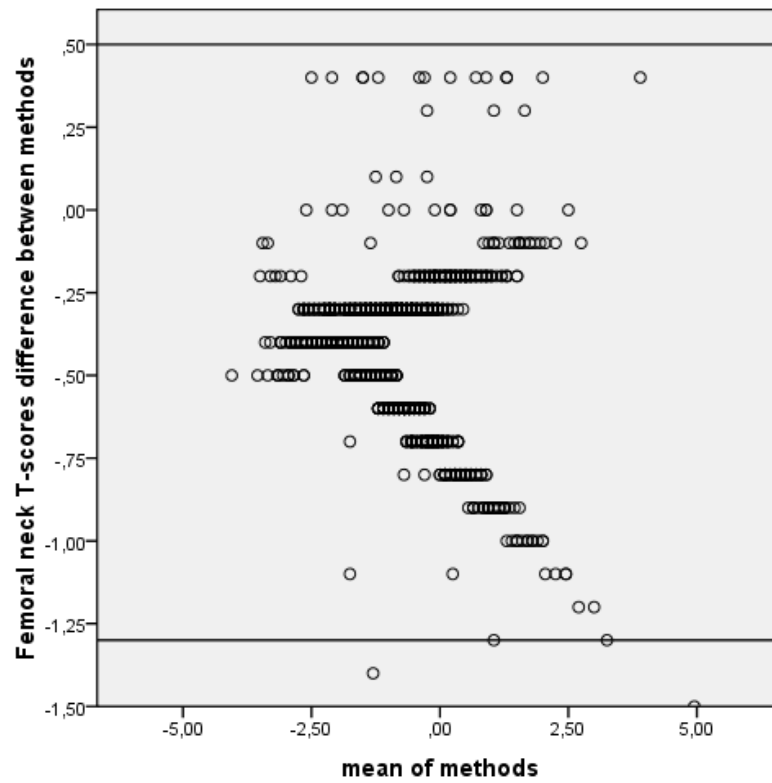


**FIGURE 40** : Impact de la sélection des bases de données masculine et féminine sur la classification diagnostique.

Lors d'une nouvelle analyse par le biais de la BDNF, les T-scores augmentaient ( $p < 0,0001$ ), avec des biais positifs de 0,45 ; 0,90 et de 0,45 respectivement pour le rachis L1-L4, le CF et la HT. Les Figure 41,42et 43 montrent les courbes de Bland et Altman ainsi que les limites de concordance.

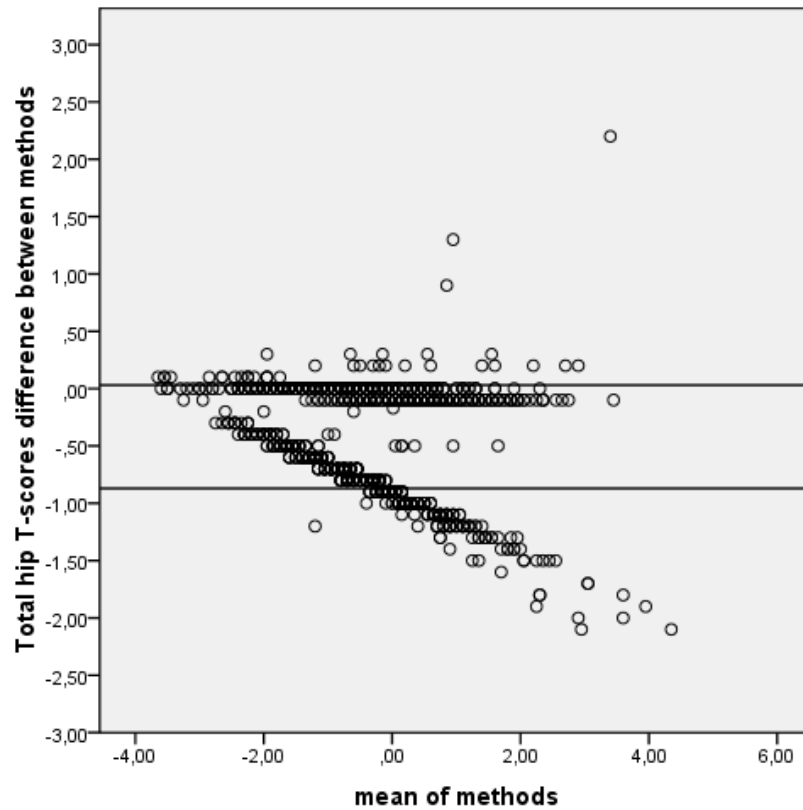


**Figure 41 :** Courbe de Bland-Altman montrant la corrélation des T-scores ainsi que les biais lors du recours à des BDNM et BDNF au niveau du rachis lombaire. Les barres horizontales représentent les limites de concordance.



**Figure 42:** Courbe de Bland-Altman montrant la corrélation des T-scores ainsi que les biais lors du recours à des BDNM et BDNF au niveau du col fémoral. Les barres horizontales représentent les limites de concordance.





**Figure 43:** Courbe de Bland-Altman montrant la corrélation des T-scores ainsi que les biais lors du recours à des BDNM et BDNF au niveau de la hanche totales. Les barres horizontales représentent les limites de concordance.



*DISCUSSION*

L'ostéoporose est un problème de santé publique important à cause de sa morbidité et sa mortalité significatives, ainsi que des coûts de prise en charge qu'elle génère suite à ses complications : fractures de la hanche, du rachis de l'avant-bras mais aussi au niveau d'autres sites [111]. L'incidence des fractures de fragilité est la plus élevée chez les femmes caucasiennes âgées, survenant chez une femme sur deux souffrant d'ostéoporose [112]. Néanmoins, cette maladie n'est pas rare chez les hommes et se caractérise par une morbidité dont la prise en charge et les conséquences sont encore plus lourdes [4, 5, 7].

A l'heure actuelle, les mesures de la DMO jouent un rôle important lors de l'évaluation des patients à risque d'ostéoporose et dans celui de l'usage approprié des traitements antifracturaires [113, 114, 115]. En général, la méthode de test de choix consiste en le recours à la DXA du squelette central par la mesure de la DMO au niveau du RL et de la hanche. Dans ce cadre précis, ces mesures ont trois rôles principaux : diagnostic de l'ostéoporose, l'évaluation des patients à risque fracturaire et le monitoring de la réponse au traitement. Les principales raisons de cette préférence relèvent d'un certain nombre de facteurs : la mesure de la DMO au niveau de la hanche est le paramètre prédictif le plus fiable de la fracture de la hanche [33, 34, 35], le recours au rachis lors du monitoring thérapeutique [116, 117] et le consensus qui veut que les DMO de la hanche et du rachis devraient être interprétées, chez les femmes caucasiennes ménopausées, d'après les définitions de l'ostéoporose et de l'ostéopénie en fonction des T-scores de l'OMS, qui sont corrélés aux BDNF (femmes caucasiennes) [34, 114, 118].

Néanmoins, l'ISCD estime que cette interprétation devrait se faire en fonction de la base de données normative masculine, plus appropriée [16, 17].

Cette étude confirme que le recours à des BDNF en vue d'une dérivation du T-score chez les hommes engendre des T-scores plus élevés comparativement à celui de BDNM. En dépit du fait que cette élévation du T-score soit modeste au niveau du RL et de la hanche, elle réduit substantiellement la proportion de la cohorte d'hommes classés comme ostéoporotiques quand l'on se réfère au système de classification de l'OMS [15].

Approximativement 30 % de tous les hommes seront affectés par des fractures ostéoporotiques au cours de leur vie [1,2, 3]. Il est bien prouvé à l'heure actuelle que la DXA est la meilleure méthode d'identification des individus à risque fracturaire. Toutefois, la base de données normative à laquelle l'on doit recourir en vue de la dérivation des T-scores demeure sujette à controverse. Deux concepts l'animent au niveau de la littérature, sans que ces derniers soient par ailleurs contradictoires. Alors que le premier suggère l'existence d'un risque relatif de fracture plus élevé chez l'homme en comparaison à la femme pour chaque modification par rapport à la déviation standard de DMO ; le second quant à lui stipule que le risque fracturaire absolu, pour une DMO donné, est similaire entre les deux sexes.

Un certain nombre d'études comparatives des deux sexes ont, en effet, suggéré une augmentation relative du risque fracturaire plus élevée chez les hommes, et ce pour chaque baisse de DMO surfacique ( $\text{g}/\text{cm}^2$ ) par rapport à la déviation

standard [10, 11]. Néanmoins, d'autres auteurs ont retrouvé des risques relatifs de fractures ostéoporotiques spécifiques du sexe plus comparables, ceci dans un cadre général [119], ou dans le contexte particulier du rachis [120, 121, 122] ou de la hanche [10, 123]. Les risques fracturaires spécifiques du sexe par modification vis-à-vis de la déviation standard sont partiellement dépendants de la taille des dites déviations standards, et il est évident que les études ayant retrouvé des risques relatifs spécifiques du risque équivalents ont eu toutes recours à des déviations de plus grande taille pour les hommes par rapport aux femmes lors des calculs. Ce paramètre peut de ce fait devenir un facteur confondant lors de comparaisons directes entre les hommes et les femmes. Ainsi, l'interprétation des risques relatifs peut s'avérer délicate. De plus, ils ne sont pas étroitement corrélés au risque fracturaire absolu, et ce pour aucun évènement, quel qu'il soit [124].

Il existe également des données suggérant que le risque absolu de fracture est comparable entre les deux sexes pour un même niveau de DMO. Cependant, il n'est pas intuitivement évident que les fractures survinssent nécessairement au même niveau de DMO mesurée d'après la méthode DXA. En fait, la DMO plus élevée mesurée par DXA chez les hommes adultes jeunes comparativement aux jeunes femmes adultes reflète une taille osseuse plus grande et non une plus grande densité volumétrique. En effet, le pic de DMO volumétrique femelle est plus élevé que celui des hommes [125]. En outre, pour une DMO donnée, les hommes sont susceptibles d'être plus âgés que les femmes de niveau de comparaison. Cette donnée peut aider à expliquer le risque fracturaire équivalent

entre les deux groupes lors d'analyses non ajustées. Ainsi, la DMO moyenne du CF des femmes de 60 à 69 ans n'est atteinte en moyenne chez l'homme qu'après 80 ans [16]. Ce paramètre comporte des implications cliniques importantes à partir du moment où bien moins d'hommes que de femmes vont présenter des taux très bas de densité osseuse, qui ont comme corollaire un risque fracturaire maximal.

De plus, parmi les autres facteurs géométriques du squelette susceptibles de différencier les hommes des femmes, on cite par exemple le grand axe de la hanche. C'est un facteur de risque fracturaire indépendant bien connu, qui est plus grand chez les hommes [126, 127]. Il est également évident que la morphologie corporelle, et de ce fait le coussinet adipeux de la hanche, peuvent être différents entre les deux sexes. Finalement, des travaux dont l'envergure heuristique est limitée suggèrent que le mode de chute diffère substantiellement entre les hommes et les femmes [128].

En tenant compte de ces différences squelettiques et non squelettiques entre les deux sexes, il semble improbable que la DXA équilibre précisément d'une manière quelconque que ce soit ces risques entre les deux sexes, de telle sorte que la DMO mesurée selon la méthode de DXA soit identique au moment de la fracture. De ce fait, il n'est pas surprenant que l'ISCD ait recommandé le recours à une BDNM et que certains investigateurs aient retrouvé que les hommes se fracturaient sous des DMO plus élevées que les femmes. Ceci implique du même coup que la prise en compte d'une BDNM est la plus appropriée [13]. Cette étude ne résout aucunement la controverse ambiante.

Cependant, elle démontre que, dans des circonstances d'usage d'une BDNF, moins d'hommes seront inclus dans la classe de masse osseuse réduite, et ce, d'après le système de classification basé sur le T-score.

Même l'outil d'évaluation du risque fracturaire absolu, dénommé FRAX, a été développé puis évalué chez les hommes [129], il semble probable que les cliniciens seraient plus enclins à prescrire et les patients plus susceptibles d'accepter le traitement si « l'ostéoporose » est présente. De telles considérations sont d'une importance clinique pratique appréciable, comme les hommes diagnostiqués avec une masse osseuse réduite font preuve de plus de compliance quant à démarrer le traitement [130]. En outre, il est possible que l'absence d'un diagnostic densitométrique d'ostéoporose puisse additionally exacerber l'état de sous traitement prévalant à l'heure actuelle chez les hommes présentant une fracture traumatique de faible niveau d'énergie [131].