

## 4

## Techniques d'évaluation de la perte osseuse

Chez une femme de race blanche, âgée de 50 ans, le risque cumulé (*lifetime risk*) de fracture du col du fémur est de 19 %, 16 % pour les tassements vertébraux et 16 % pour la fracture du poignet.

Le risque, pour l'ensemble des fractures ostéoporotiques, est proche de 40 % chez la femme âgée de plus de 50 ans (Melton et coll., 1992). Une masse osseuse basse est de loin le facteur de risque le plus important dans la genèse des fractures ostéoporotiques, bien que d'autres facteurs doivent être pris en compte, notamment l'âge, les antécédents familiaux et personnels de fractures, certains paramètres de structure mal définis qui influencent la fragilité de l'os par le biais de l'architecture, la longueur du col fémoral ainsi que d'autres facteurs indépendants de la masse et de l'architecture osseuses, comme la fréquence des chutes chez les personnes âgées.

La perte osseuse liée à l'âge est un processus universel. Elle est plus marquée chez la femme que chez l'homme. En outre, le profil de perte osseuse est différent suivant qu'il s'adresse à l'os trabéculaire (os spongieux) ou à l'os cortical (os compact). En ce qui concerne la femme, il existe quelques incertitudes quant à l'âge auquel le pic de masse osseuse est achevé. Des incertitudes demeurent également quant à l'amplitude de la perte osseuse préménopausique en fonction du site squelettique. La ménopause est suivie d'une perte osseuse accélérée au niveau du squelette axial et périphérique. Le traitement hormonal substitutif empêche sa survenue, mais il est malheureusement impossible de prédire cliniquement le niveau de masse osseuse chez une femme récemment ménopausée. Dans quelques cas, il est possible d'identifier certains facteurs de risque dont l'épidémiologie a montré l'association à une masse osseuse abaissée. Toutefois, leur valeur prédictive au plan individuel reste insuffisante.

La plupart des études montrent que 15 à 30 % seulement de la variance de la masse osseuse mesurée à la colonne lombaire, à la hanche ou au

radius peut être expliquée par l'ensemble des facteurs de risque cliniques de l'ostéoporose, même en utilisant des algorithmes sophistiqués. Ainsi, de multiples méthodes permettant de mesurer la masse osseuse se sont développées au cours des vingt dernières années (Mazess et Wahner, 1988) (tableau 4-I).

**Tableau 4-I – Aspects techniques des méthodes de mesure de la masse osseuse**

Techniques couramment utilisées	En cours d'investigation	Autres techniques
Absorptiométrie biphotonique aux rayons X (DXA)	Atténuation et vitesse du son par ultrasonographie (BUA * et SOS **)	Absorptiométrie biphotonique (DPA)
Tomodensitométrie quantitative (scanner)	Densitométrie radiographique	Activation neutronique
Absorptiométrie monophotonique (SPA) et aux rayons X (SXA)	Imagerie par résonance magnétique	Radiogrammétrie

\* BUA = *Broadband Ultrasound Attenuation*

\*\* SOS = *Speed of sound*

## Techniques de mesure de la masse et de l'architecture osseuse

Dans l'idéal, la technique de mesure de la masse et/ou de la densité osseuse devrait être fiable, rapide et ne donner lieu qu'à une faible irradiation. Elle devrait avoir une bonne exactitude permettant ainsi d'établir avec précision le diagnostic. Elle devrait également avoir une bonne reproductibilité afin d'effectuer un suivi correct. Elle devrait aussi permettre la prédiction du risque fracturaire validé ainsi que la mesure de sites osseux multiples et la séparation des compartiments os trabéculaire/os cortical pour l'investigation de nouvelles thérapeutiques. Aucune des techniques citées ci-dessus ne répond totalement à ces critères idéaux (tableau 4.II). On peut cependant noter d'ores et déjà que l'absorptiométrie biphotonique aux rayons X est indiscutablement la technique la plus couramment utilisée à l'heure actuelle. Cependant, un dépistage plus large de l'ostéoporose dans le futur nécessiterait l'utilisation de techniques de moindre coût.

### Absorptiométrie monophotonique (SPA) et absorptiométrie monophotonique aux rayons X (SXA)

L'absorptiométrie utilise un faisceau collimaté de photons de basse énergie provenant d'une source isotopique (habituellement de l'iode 125) afin de mesurer le contenu minéral osseux à un site périphérique comme le

**Tableau 4-II – Comparaison des techniques les plus couramment utilisées dans la mesure de la masse osseuse**

Techniques	Sites	Erreur de reproductibilité (%)	Inexactitude (%)	Temps d'examen (min)	Dose irradiante (mRem)	Coût approximatif (Frs)
SPA et SXA	Radius distal/ proximal Calcanéum	0,5-2	3-5	10-15	5-10	200
DPA	Colonne lombaire Hanche Corps entier Colonne lombaire	2-4	4-10	20-40	5	—
DXA	Col Corps entier Radius	0,5-2	3-10	1-15	1-30	400
Scanner	Colonne Radius	2-5 1-2	5-20 5	10-20 10	100-1 000 5-10	400-600

radius ou le calcanéum, deux sites dans lesquels l'épaisseur des tissus mous environnants est basse et peut être contrôlée. Le contenu minéral osseux est exprimé en grammes par centimètre (g/cm) d'os (contenu minéral osseux, CMO) ou, lorsqu'il tient compte de la section de l'os, en g/cm<sup>2</sup> (densité minérale osseuse, DMO). L'absorptiométrie monophotonique donne une mesure intégrée du contenu minéral osseux, mais peut analyser préférentiellement, en fonction du site de mesure, les compartiments spongieux ou corticaux. Ainsi, le radius proximal (*mid radius*) est constitué de 90 % d'os compact alors que les radius distal et ultradistal contiennent respectivement 35 et 65 % d'os spongieux. Ce dernier prédomine largement dans le calcanéum.

L'absorptiométrie monophotonique a pour avantages de ne soumettre qu'à une faible irradiation et d'avoir un coût peu élevé. L'erreur d'exactitude de la technique, c'est-à-dire la différence entre la valeur mesurée et celle déduite du poids des cendres est faible, de l'ordre de 3 à 5 %, et est essentiellement liée à la variation de l'épaisseur des tissus mous entourant l'os. La reproductibilité est excellente in vivo, de l'ordre de 0,5 à 2 % selon le type d'appareil. Elle est plus élevée pour le site ultradistal que pour les sites distal et proximal.

Les performances techniques de l'absorptiométrie monophotonique ont été récemment améliorées en remplaçant la source radioactive par un tube aux rayons X (SXA), ce qui devrait déboucher sur une utilisation plus large de la technique (Kelly et coll., 1994 ; Rey et coll., 1994). Il existe une cor-

relation significative entre les mesures de la masse osseuse à l'avant-bras et celles de la colonne vertébrale, la hanche et le squelette entier, mais avec des coefficients de corrélation relativement bas, de l'ordre de 0,5 à 0,7. Ceci suggère que la masse osseuse à un site squelettique ne peut pas être prédite de façon valable chez un patient donné à partir d'une mesure effectuée à un autre site.

Cette observation, en grande partie liée aux erreurs d'exactitude des techniques employées, est à l'origine d'une controverse sur le choix du site de mesure de la masse osseuse. L'objectif de la mesure de masse osseuse est de prédire le risque de fracture. Or, ce sont les études prospectives qui permettent de comparer la capacité des différentes techniques à prédire ce risque. Cet aspect est donc discuté plus loin.

### **Absorptiométrie osseuse biphotonique (DPA)**

Cette technique utilise une source de gadolinium 153 produisant des photons avec deux niveaux d'énergie différents, ce qui permet de prendre en compte l'épaisseur variable des tissus mous lorsque l'on mesure la densité osseuse de la colonne lombaire, de la hanche ou du corps entier. Au niveau de la colonne lombaire, la zone de mesure inclut typiquement les vertèbres lombaires L1, L2, L3 et L4. L'incidence frontale inclut le corps vertébral et l'arc postérieur de la vertèbre, à l'exception des apophyses transverses. Le contenu minéral osseux (CMO) est corrigé en fonction de la surface de projection de la vertèbre et exprimé en DMO. Celle-ci peut être surestimée en raison de la présence de calcifications aortiques et plus fréquemment, en raison de modifications arthrosiques (condensation des plateaux, ostéophytose, hypertrophie des articulations interapophysaires postérieures). L'utilisation d'un bras rotatif et de multidétecteurs qui accroissent la captation du flux photonique permet de faire une mesure de la DMO restreinte au corps vertébral lorsque le rayonnement est latéral, parallèle au plan de la table (Uebelhart et coll., 1990). L'examen donne alors une mesure plus spécifique de l'os spongieux du corps vertébral, structure osseuse la plus vulnérable au cours du processus ostéoporotique. La sensibilité de la technique est donc meilleure. Malheureusement, cet avantage s'accompagne d'une moins bonne reproductibilité et d'incertitudes quant à l'exactitude de la mesure.

De façon générale, lors de la mesure de densité osseuse de la colonne lombaire et du col fémoral, l'erreur d'exactitude de la DPA est plus élevée que celle de la SPA, de l'ordre de 4 à 10 % si l'on tient compte du peu de données publiées. L'erreur de reproductibilité est aussi supérieure à celle de la SPA (de 2 à 4 %) et liée à de nombreux problèmes techniques, comme la détection des bords de la surface osseuse et la décroissance de l'activité de la source radioactive qui doit être changée à intervalles périodiques, ce qui nécessite des contrôles de qualité très rigoureux. De plus, le temps

d'examen est long, de l'ordre de 20 minutes pour la colonne lombaire ou la hanche à 40 minutes pour le corps entier. Ces limitations techniques permettent de comprendre que l'absorptiométrie biphotonique n'ait réellement pris son essor qu'avec l'avènement des appareils à rayons X.

### **Absorptiométrie biphotonique aux rayons X (DXA)**

Un progrès majeur a été obtenu avec le remplacement de la source de gadolinium par un tube à rayons X dont le flux photonique biphotonique est plus élevé. Outre le fait que le faisceau photonique est doté d'une meilleure résolution spatiale, il est aussi mieux dirigé. Le temps d'examen est beaucoup plus court, la dose d'irradiation très faible et la reproductibilité améliorée. L'erreur d'exactitude provient peut-être de l'impossibilité d'identifier de manière fiable des zones anatomiques au sein de la hanche (col fémoral, trochanter, région inter-trochantérique et triangle de Ward). L'énergie photonique, plus élevée, permet une mesure latérale des corps vertébraux, notamment grâce à la nouvelle génération de machines qui associent un bras rotatif et de multiples détecteurs à un faisceau conique.

Outre la mesure au niveau de la colonne vertébrale et de la hanche, la DXA permet une mesure relativement rapide (5 à 15 minutes) et reproductible (1 à 2 %) du contenu minéral osseux du corps entier et de la composition en tissus mous. D'autres sites osseux peuvent être identifiés et mesurés avec précision, comme les radius proximal et distal. L'évolution de cette technique se fait vers des appareils utilisant des tubes à plus haute énergie et de très nombreux détecteurs, ce qui permet de raccourcir le temps d'examen, d'améliorer la résolution de l'image et, pour certains appareils, de faire une évaluation morphométrique des déformations vertébrales à la colonne dorsale et lombaire. La validation de cette technique, qui pourrait théoriquement se substituer à l'évaluation radiographique des tassements vertébraux, est actuellement en cours. De plus, les résultats de l'étude française EPIDOS réalisée à partir d'une cohorte de 7 598 femmes montrent que la diminution de la DMO mesurée par DXA au niveau du col fémoral et du corps entier est associée de façon significative au risque de fracture du col du fémur, même chez les femmes très âgées. Cette étude prouve que la mesure de la DMO au niveau du grand trochanter constitue le paramètre le plus prédictif de fracture (Schott et coll., 1995).

### **Tomodensitométrie radiographique (scanner)**

Il s'agit là d'une extension des techniques scannographiques classiques destinée à quantifier l'absorption des radiations ionisantes par les tissus calcifiés (Genant et coll., 1988). Les valeurs de densité osseuse sont comparées à celles d'un standard de référence constitué de phosphate disodique ( $K_2HPO$ ) afin de calculer la densité en équivalent de minéral (mg de

$K_2HPO/cm^3$  de volume osseux). Cette technique reflète donc une densité vraie, tridimensionnelle, contrairement à la mesure en deux dimensions seulement autorisée par la DPA et la DXA.

La tomодensitométrie a été appliquée à la colonne lombaire où elle permet des mesures distinctes dans les compartiments spongieux et corticaux du corps vertébral. La plupart des études ont utilisé une source de rayons X monoénergétique qui surestime la perte osseuse chez les sujets âgés du fait de l'augmentation de la graisse intramédullaire chez ces personnes. Cette interférence peut être éliminée par l'utilisation d'une source bi-énergétique avec cependant en contre-partie, une irradiation significativement plus élevée et une moins bonne reproductibilité.

En raison de son coût, de l'irradiation nécessaire et de sa reproductibilité qui est moins bonne que celle de la DXA, la tomодensitométrie de la colonne vertébrale ne constitue certainement pas la technique diagnostique de première intention lorsque l'on veut évaluer le risque ostéoporotique chez les femmes à la ménopause ou dans le cas des mesures répétées visant à apprécier l'efficacité d'un traitement.

La tomодensitométrie à haute résolution a été récemment appliquée au radius distal. Tout en limitant la dose de rayonnements administrée, elle permet de mesurer de façon distincte la densité de l'os spongieux et de l'os cortical du radius, la mesure étant exacte et reproductible. Il est possible qu'en augmentant encore la résolution des images obtenues, on puisse obtenir, dans un futur proche, une analyse de la structure de l'os spongieux (espacement et continuité des travées osseuses).

### **Densitométrie radiographique**

Il s'agit d'une technique qui connaît un regain d'intérêt grâce à l'utilisation d'une caméra vidéo à haute résolution permettant de digitaliser l'image d'un film radiographique des phalanges et de la comparer à un standard de référence en aluminium. Des études transversales récentes (Cosman et coll., 1991 ; Kleerekoper et coll., 1994) montrent que la mesure de densité minérale des phalanges à l'aide de cette technique semble conduire à des résultats comparables à ceux obtenus avec la DXA. Il faut toutefois souligner que la qualité et la reproductibilité des résultats sont liées à une lecture centralisée des résultats, ce qui augmente considérablement le coût de la technique.

### **Ultrasons**

La mesure de la vitesse et de l'atténuation des ultrasons dans l'os est une technique récente qui suscite beaucoup d'intérêt pour deux raisons : d'une part, parce qu'il s'agit d'une technique non irradiante, relativement simple et peu onéreuse, d'autre part, parce qu'elle pourrait apporter des infor-

mations non seulement sur la masse osseuse, mais aussi sur la qualité de l'os, c'est-à-dire sur certains paramètres de l'architecture osseuse. Cette technique a été appliquée à la rotule, au calcaneum et plus récemment, au tibia et aux phalanges. La vitesse des ultrasons (*Speed Of Sound* ou SOS exprimée en m/s) reflète la densité de l'os, mais aussi son élasticité qui dépend elle-même de certaines propriétés architecturales et biomécaniques de l'os. L'atténuation des ultrasons (*Broad Band Ultrasound* ou BUA exprimée en décibels par mégahertz, db/mHz) appliquée au calcaneum conduit à des résultats similaires à ceux de la DXA et serait également susceptible de donner des informations sur l'architecture de l'os spongieux (espacement et continuité des travées). La rigidité (*stiffness*) est un autre paramètre dérivé du SOS et du BUA, dont il combine les résultats.

La reproductibilité de ces mesures est bonne, comparable à celle de la DXA. Plusieurs études ont montré des corrélations significatives entre les mesures réalisées par ultrasons au niveau du calcaneum et la densité osseuse à différents sites mesurée par DXA. En outre, les études transversales montrent que les mesures par ultrasons permettent d'effectuer une distinction correcte entre sujets normaux et sujets présentant une ostéoporose. Dans un groupe de femmes, la comparaison des mesures obtenues par SXA et BUA au niveau du calcaneum (Gluer et coll., 1992) a conduit à une valeur du coefficient de corrélation de 0,72. Ceci signifie que 50 % de la variabilité des mesures par BUA n'est pas expliquée par la valeur de densité osseuse mesurée par SXA, sans que l'on puisse dire aujourd'hui quelle est la part liée à l'erreur de mesure propre à chacune des deux techniques, à l'architecture osseuse ou à d'autres facteurs sans relation avec le statut osseux.

Par ailleurs, quelques aspects méthodologiques de la technique doivent être précisés, comme par exemple, le positionnement du talon. Une étude prospective effectuée il y a quelques années montrait que la mesure des ultrasons du talon était prédictive du risque de fracture du col du fémur avec un risque relatif comparable à celui obtenu par DXA (Porter et coll., 1990). L'étude française EPIDOS montre qu'effectivement tous les paramètres des mesures par ultrasons sont associés au risque de fracture du col du fémur, indépendamment de la DMO du col fémoral. De plus, la mesure du BUA a autant de valeur dans l'évaluation du risque de fracture du col du fémur que la DMO du col fémoral (Hans et coll., 1995).

## Utilisation clinique de la densitométrie osseuse

Si le diagnostic de fracture ne fait appel qu'à la simple lecture d'une radiographie, l'objectif des mesures de masse osseuse consiste, lui, à établir un diagnostic de fracture ultérieure liée à l'ostéoporose. Par conséquent, il est

nécessaire de définir un mode d'expression des résultats, de déterminer précisément chez quels sujets doit être pratiquée la mesure de masse osseuse, de choisir la technique et le site de mesure les plus appropriés et d'apprécier la nécessité de répéter ou non les mesures au cours du temps.

### Expression des résultats

La DMO d'un individu peut être exprimée de différentes façons. Parce que les valeurs normales diminuent avec l'âge, il est habituel d'exprimer les résultats en Z score. Le Z score représente la différence entre la valeur mesurée et la valeur moyenne théorique ajustée en fonction de l'âge et du sexe. Cette différence est exprimée en fractions d'écart-type. Le Z score permet donc d'intégrer, pour un âge donné, la variance de la DMO de la population normale ainsi que la diminution de la DMO avec l'âge.

Une autre façon consiste à exprimer les résultats en T score. Celui-ci correspond à la différence entre la valeur mesurée et la moyenne de la masse osseuse des femmes jeunes normales (pic de masse osseuse) et est donc indépendant de l'âge. Le T score est exprimé en fractions d'écart-type donc indépendant de l'âge.

Différentes méthodes, notamment les courbes ROC (*Receiver Operating Characteristics*) ont été proposées afin d'améliorer la distinction entre femmes normales et femmes ayant une ostéoporose, mais il existe, de toute évidence, un chevauchement majeur des valeurs entre ces deux populations. Ceci ne signifie pas que l'ostéodensitométrie, dont l'objectif comme il a été expliqué est différent de celui d'une simple radiographie, soit une technique peu sensible. Ainsi, la notion de seuil fracturaire devrait être remplacée par celle de gradient de risque, ce dernier augmentant au fur et à mesure que la densité osseuse diminue.

D'un point de vue pratique, au moment de la ménopause, la DMO peut être exprimée soit en Z score, soit en T score puisque la perte osseuse est limitée, ne dépassant pas 3 à 10 % en fonction du site anatomique. Lorsque la DMO est mesurée chez une femme plus âgée, l'influence de l'âge est plus prononcée et l'expression de la mesure en Z ou T score conduit à des résultats significativement différents. Un rapport récent de l'OMS (Kanis et coll., 1994a) consacré à l'évaluation du risque fracturaire définit les seuils de diminution de la masse osseuse. Afin d'obtenir le meilleur compromis entre la sensibilité et la spécificité, l'ostéoporose est définie comme une réduction de la masse (ou densité) osseuse supérieure à 2,5 écarts-type en dessous du pic de masse osseuse, c'est-à-dire un T score inférieur ou égal à -2,5. Lorsque la diminution de masse osseuse s'accompagne de fractures, on parle alors d'ostéoporose sévère ou compliquée. Cette définition, qui ne doit pas être confondue avec le seuil d'intervention thérapeutique, est en passe d'être acceptée très largement (Kanis et coll., 1994b).

## Indications cliniques de l'ostéodensitométrie

Quatre indications cliniques majeures de l'ostéodensitométrie ont été proposées par la Fondation américaine nationale contre l'ostéoporose (Johnston et coll., 1989). Il s'agit : des femmes en état de carence œstrogénique afin de détecter une masse osseuse basse et de décider d'un éventuel traitement ; des patientes présentant à la radiographie vertébrale des déformations des contours vertébraux et/ou une déminéralisation osseuse afin de confirmer le diagnostic d'ostéoporose vertébrale ; des malades traités au long cours par des glucocorticoïdes ; des malades présentant une hyperparathyroïdie primitive asymptomatique, car la découverte à l'ostéodensitométrie d'une ostéoporose peut modifier la décision thérapeutique. Ces indications appellent plusieurs remarques : la première indication recouvre non seulement les femmes ménopausées, mais d'autres situations pathologiques comme l'adénome à prolactine, les antécédents d'épisodes d'aménorrhée prolongée, l'anorexie nerveuse... Chez la femme ménopausée, l'ostéodensitométrie n'est indiquée que si son résultat influence la décision thérapeutique. Lorsqu'une femme ménopausée souhaite un traitement hormonal substitutif, une ostéodensitométrie s'avère inutile. En revanche, lorsqu'elle refuse un traitement œstrogénique, une ostéodensitométrie devra être pratiquée, avant prescription d'un autre traitement.

En outre, quel que soit le site de fracture, l'ostéodensitométrie est justifiée chez toutes les femmes ménopausées présentant des antécédents de fracture survenue à la suite d'un trauma modéré ou minime, car l'existence de fractures antérieures (hormis celles survenant après un trauma majeur) double le risque fracturaire, indépendamment de la masse osseuse (voir chapitre 6, Épidémiologie). Il existe d'autres indications potentielles qui n'ont pas été suffisamment explorées pour faire l'objet de recommandations systématiques : malabsorption intestinale, insuffisance rénale chronique, ostéomalacie. Enfin, s'il est habituel d'utiliser l'ostéodensitométrie dans le suivi thérapeutique, les conditions exactes d'utilisation en fonction de la technique utilisée et du type de traitement ne sont pas encore codifiées.

## Techniques utilisées en clinique et sites de mesures

En raison de ses avantages, notamment de sa reproductibilité, de la faible irradiation qui l'accompagne, de la rapidité de l'examen et de la possibilité d'explorer de multiples sites du squelette, la DXA représente la technique la plus largement utilisée depuis quelques années. La question majeure toutefois est de savoir si le risque d'un type de fracture liée à l'ostéoporose (par exemple, le tassement vertébral) est évalué de façon plus précise en mesurant la masse osseuse au site fracturaire, plutôt qu'à un autre site.

Les études transversales ont rapporté des valeurs de coefficient de corrélations relativement basses entre les mesures de masse osseuse réalisées à différents sites du squelette. Ces valeurs, de l'ordre de 0,6, indiquent que, chez un individu donné, la masse osseuse d'un site ne peut être prédite à partir d'une mesure effectuée en un autre site. De plus, lorsque la masse osseuse est mesurée au site de fracture, certaines études transversales suggèrent qu'après appariement en fonction de l'âge, la distinction entre patients ayant une ostéoporose avec fracture(s) et témoins est améliorée de façon significative. Ceci a été démontré dans des cas d'ostéoporose vertébrale, de fracture du poignet et de fracture de la hanche. Cependant, ces études sont entachées de certains biais méthodologiques, notamment dans la sélection des patients. D'autres études n'ont pas retrouvé cette spécificité liée au site de mesure.

Les études prospectives à long terme ont montré, quant à elles, que le risque de fracture vertébrale, de fracture de l'avant-bras ou de fracture du col du fémur s'accroît chez les femmes dont la masse osseuse mesurée à l'avant-bras, au calcaneum, à la colonne lombaire ou à la hanche est faible (Smith et coll., 1975 ; Wasnich et coll., 1985 ; Hui et coll., 1989 ; Ross et coll., 1987 ; Gardsell et coll., 1989 ; Hui et coll., 1991 ; Cummings et coll., 1990 ; Wasnich et coll., 1989 ; Nordin et coll., 1990 ; Gardsell et coll., 1991 ; Gleghord et coll., 1991 ; Black et coll., 1992 ; Cummings et coll., 1992 ; Melton et coll., 1993). Dans la plupart de ces études, une diminution d'1 écart-type de la masse osseuse est associée à un risque relatif de fracture de 1,5 à 3, quelle que soit la localisation des fractures (Smith et coll., 1975). Toutefois, le nombre de fractures enregistrées est relativement bas, ne permettant pas une analyse adéquate de la supériorité éventuelle d'un site par rapport à l'autre pour prédire le risque d'un type de fracture donné.

Lors d'une étude réalisée dans une cohorte de 8 134 femmes de plus de 65 ans dont la masse osseuse a été mesurée à différents sites et chez lesquelles 65 fractures du col du fémur ont été enregistrées pendant un suivi de deux ans (Cummings et coll., 1990), la densité osseuse mesurée au niveau du col fémoral s'est révélée être un facteur prédictif du risque de fracture du col du fémur plus efficace que les mesures effectuées au niveau de la colonne lombaire et du radius (Wasnich et coll., 1985) (Tableau 4.III). Pour des raisons méthodologiques évidentes, aucune donnée ne permet actuellement de déterminer si de telles constatations s'appliquent aux femmes récemment ménopausées.

La mesure de masse osseuse par DXA ou SXA, quel qu'en soit le site, est préférable à l'absence de mesure et permet une évaluation fiable du risque fracturaire, car l'ostéoporose est une maladie systémique caractérisée par une perte osseuse qui affecte l'ensemble du squelette. Chez les femmes âgées de plus de 65 ans, la colonne lombaire de face n'apparaît pas comme un site de mesure souhaitable du fait de la prévalence élevée d'arthrose

**Tableau 4-III – Association entre la DMO et les fractures du col fémoral (d'après Wasnich et coll., 1985)**

Sites de mesures	Risque relatif de fracture de la hanche*	Aire sous la courbe
Hanche totale	2,7 (2,0 - 3,6)	0,76
Col fémoral	2,6 (1,9 - 3,6)	0,76
Trochanter	2,7 (2,0 - 3,6)	0,77
Triangle de Ward	2,8 (2,1 - 3,6)	0,78
Colonne lombaire	1,6 (1,2 - 2,2)	0,62
Radius distal	1,6 (1,4 - 2,1)	0,66
Radius proximal	1,5 (1,2 - 1,9)	0,66
Calcaneum	2,0 (1,5 - 2,7)	0,70

\* risque relatif correspondant à la diminution d'un écart-type de la densité osseuse après ajustement en fonction de l'âge.

vertébrale. Dans la majorité des cas, une mesure en un seul site s'avère suffisante, bien que la mesure en deux sites augmente légèrement la sensibilité de l'absorptiométrie, permettant ainsi d'identifier les patients présentant une ostéoporose.

### Répétition des mesures

Les études transversales faisant appel à des cohortes importantes de femmes et comportant donc des échantillons représentatifs de femmes âgées de 30 à 90 ans, montrent qu'il existe une augmentation de la variance de la densité osseuse avec l'âge, cette augmentation étant de l'ordre de 30 à 70 % suivant les sites osseux. Ces constatations suggèrent fortement que la perte osseuse chez les femmes ménopausées est variable d'une patiente à l'autre, ce que confirment les études longitudinales de la vitesse de perte osseuse effectuées chez les femmes ménopausées. Par ailleurs, il existe des données encore limitées, suggérant que les femmes ayant une perte osseuse rapide (*fast losers*) ont un risque accru de fracture par rapport à celles ayant une perte osseuse lente (*slow losers*). La détermination de la perte osseuse spontanée chez la femme ménopausée nécessiterait la répétition des mesures sur une période de deux à quatre ans, compte tenu de l'erreur de mesure de la technique et de l'importance de la perte osseuse pendant ce laps de temps. Cependant, cette stratégie est impossible à mettre en œuvre cliniquement puisque la décision de traiter doit être prise au moment de la recherche initiale de la maladie.

La répétition des mesures permet en outre d'évaluer l'efficacité d'un traitement. L'intervalle entre deux mesures permettant une réponse chez un individu dépend de l'effet escompté en termes d'augmentation de la densité osseuse et de la reproductibilité à long terme de la technique utilisée. Pour la plupart des traitements dont l'efficacité sur l'évolution de la masse

osseuse a été démontrée, un intervalle de deux ans semble être un minimum pour l'absorptiométrie aux rayons X appliquée à la colonne lombaire. Cet intervalle doit être probablement plus long en cas de mesure du col fémoral ou de l'avant-bras.

#### BIBLIOGRAPHIE

- BLACK D, CUMMINGS S, MELTON LJ. III. Appendicular bone mineral and a woman's lifetime risk of hip fracture. *J Bone Miner Res* 1992, **7** : 639-646
- BORG J, MOLLGAARD A, RIIS BJ. Single X-ray absorptiometry : performance characteristics and comparison with single photon absorptiometry. *Osteoporosis Int* 1995, **5** : 377-381
- COSMAN F, HERRINGTON B, HIMMELSTEING S, LINDSAY R. Radiographic absorptiometry : a simple method for determination of bone mass. *Osteoporosis Int* 1991, **2** : 34-38
- CUMMINGS SR, BLACK MD, NEVITT MC, BROWNER WS, CAULEY JA, GENANT HK and the Study of Osteoporotic Fractures Research Group. Appendicular bone density and age predict hip fracture in women. *JAMA* 1990, **263** : 665-668
- CUMMINGS SR, BLACK DM, NEVITT MC, BROWNER W, CAULEY J, ENSRUD K and the Study of Osteoporotic Fractures Research Group. Bone density and hip fractures in older women : a prospective study. *Lancet* 1992, **341** : 72-75
- GARDELL P, JOHNNEL O, NILSSON BE. Predicting fractures in women by using forearm bone densitometry. *Calcif Tissue Int* 1989, **44** : 235-242
- GARSELL P, JOHNNEL O, NILSSON BE. The predictive value of bone loss for fragility fractures in women : a longitudinal study over 15 years. *Calcif Tissue Int* 1991, **49** : 90-94
- GENANT HK, ETTINGER B, HARRIS ST, BLACK JE, STEIGER B. Quantitative computed tomography in assessment of osteoporosis. In B.L. Riggs and L.J. Melton (Eds) *Osteoporosis : Etiology, Diagnosis and Management*, Raven Press, New York, 1988, p 221-250
- GLEGHORD DB, POLLEY KJ, BELLON MJ, CHATTERTON J, BAGHUST PA, NORDIN BEC. Fracture rates as a function of forearm mineral density in normal postmenopausal women : retrospective and prospective data. *Calcif Tissue Int* 1991, **49** : 161-163
- GLUER CC, VAHLENSECK M, FAULKNER KG, ENGERLKE K, BLACK D, GENANT HK. Site-matched calcaneal measurements of broadband ultrasound attenuation and single X-ray absorptiometry : Do they measure different skeletal properties ? *J Bone Miner Res* 1992, **7** : 1071-1079
- GONNELLI S, CEPOLLARO C, AGNUSDEI P, PALMIERI R, ROSSI S, GENNARI C. Diagnostic value of ultrasound analysis and bone densitometry as predictors of vertebral deformity in postmenopausal women. *Osteoporosis Int* 1995, **5** : 413-418
- HANS D, DARGENT P, SCHOTT AM, SEBERT JL, CORMIER C, KOTSKI PO, DELMAS PD, POUILLES JM, BREART G, MEUNIER PJ. *Am Society for Bone and Miner Res Abstracts*, 1995
- HANS D, SCHOTT AM, ARLOT ME, SORNAY E, DELMAS PD, MEUNIER PJ. Influence of anthropometric parameters on ultrasound measurements of os calcis. *Osteoporosis Int* 1995, **5** : 371-376

- HUI SL, SLEMENDA CW, JOHNSTON CC. Baseline measurement of bone mass predicts fracture in white women. *Ann Intern Med* 1989, **111** : 355-361
- HUI SL, SLEMENDA CW, JOHNSTON CC. Age and bone mass as predictors of fracture in a prospective study. *J Clin Invest* 1991, **81** : 1804-1809
- JERGAS M, BREITENSEHER M, GLÜER CC, BLACK D, LANG P, GRAMPP S, ENGELKE K, GENANT HK. Which vertebrae should be assessed using lateral dual-energy X-ray absorptiometry of the lumbar spine. *Osteoporosis Int* 1995, **5** : 196-204
- JOHNSTON CC, MELTON LJ, LINDSAY R, EDDY DM. Clinical indications for bone mass measurements. *J Bone Miner Res* 1989, **4S2** : 1-29
- KANIS JA and the WHO Study Group. Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis : synopsis of a WHO report. *Osteoporosis Int* 1994a, **4** : 368-381
- KANIS JA, MELTON LJ, III, Christiansen C, Johnston CC, Khaltav N. The diagnosis of osteoporosis. *J Bone Miner Res* 1994b, **9** : 1137-1141
- KELLY TL, CRANE G, BARAN DT. Single X-ray absorptiometry of the forearm, precision, correlation, and reference data. *Calcif Tissue Int* 1994, **54** : 21-218
- KLEERKOPER M, NELSON DA, FLYNN MJ, PAWLUSKA AS, JACOBSEN G, PETERSON EL. Comparison of radiographic absorptiometry with dual energy X-ray absorptiometry and quantitative computed tomography in normal older white and black women. *J Bone Miner Res* 1994, **9** : 1745-1749
- MAZESS RB, WAHNER HW. Nuclear medicine and densitometry. In B.L. Riggs and L.J. Melton (Eds). *Osteoporosis : Etiology, Diagnosis and Management*, Raven Press, New York, 1988, 251-297
- MELTON LJ, CHRISCHILLES EA, COPPER C, LANE AW, RIGGS BL. How many women have osteoporosis ? *J Bone Miner Res* 1992, 1005-1010
- MELTON LJ, ATKINSON EJ, O'FALLON WM, WAHNER HW, RIGGS BL. Long-term fracture prediction by bone mineral assessed at different skeletal sites. *J Bone Miner Res* 1993, **8** : 1227-1233
- NAESSÉN T, MALLMIN H, LJUNGHALL S. Heel ultrasound in women after long-term ERT compared with bone densities in the forearm, spine and hip. *Osteoporosis Int* 1995, **5** : 205-210
- NORDIN BEC, NEED AG, CHATTERTON BE, HOROWITZ M, CLEGHORN DB. Bone density screening for osteoporosis. *Lancet* 1990, **336** : 1327-1328
- PORTER R, MILLER C, GRANIGER D, PALMER S. Prediction of hip fracture in elderly women : a prospective study. *Br Med J* 1990, **301** : 638-641
- REY P, SORNAY RENDU E, GARNERO P, VEY MARTY B, DELMAS PD. Measurement of forearm bone mineral density by X-ray absorptiometry : comparison with other skeletal sites. *Rev Rhum (Engl. Ed.)* 1994, **61** : 548-554
- ROSS PD, WASNICH RD, HEILBRUNN LK, VOGEL JM. Definition of a spine fracture threshold based upon prospective fracture risk. *Bone* 1987, **8** : 271-278
- SCHOTT AM, CORMIER C, HANS D, FAVIER F, HAUSHERR E, DARGENT P, DELMAS PD, RIBOT C, SEBERT JL, BRÉART G, MEUNIER PJ. Total body and femoral neck BMD predict hip fracture in 7598 women : the EPIDOS prospective study. *Am Society for Bone and Miner Res Abstracts* 1995

SCHOTT AM, HANS D, GARNERO P, SORNAY-RENDU E, DELMAS PD, MEUNIER PJ. Age-related changes in os calcis ultrasonic indices : a 2-year prospective study. *Osteoporosis Int* 1995, **5** : 478-483

SMITH DM, KHAIRI MRA, JOHNSTON CC. The loss of bone mineral with aging and its relationship to risk fracture. *J Clin Invest* 1975, **56** : 311-318

STEGMAN MR, HEANEY RP, TRAVERS-GUSTAFSON D, LEIST J. Cortical ultrasound velocity as an indicator of bone status. *Osteoporosis Int* 1995, **5** : 349-353

UEBELHART D, DUBOEUF F, MEUNIER PJ, DELMAS PD. Lateral dual photon absorptiometry : a new technique to measure the bone mineral density at the lumbar spine. *J Bone Miner Res* 1990, **5** : 525-531

WASNICH RD, ROSS PD, DAVIS JW, VOGEL JM. Prediction of postmenopausal fracture risk with use of bone mineral measurements. *Am J Obstet Gynecol* 1985, **153** : 745-751

WASNICH RD, ROSS PD, DAVIS JW, VOGEL JM. A comparison of single and multi-site BMC measurements for assessment of spine fracture probability. *J Nucl Med* 1989, **30** : 1166-1171

YU W, GLÜER CC, GRAMPP S, JERGAS M, FUERST T, WU CY, LU Y, FAN B, GENANT HK. Spinal bone assessment in postmenopausal women : a comparison between dual X-ray absorptiometry and quantitative computed tomography. *Osteoporosis Int* 1995, **5** : 433-439