

La physique de l'imagerie médicale en mammographie

Autor(en): **Mœckli, Raphaël**

Objekttyp: **Article**

Zeitschrift: **Actes de la Société jurassienne d'émulation**

Band (Jahr): **106 (2003)**

PDF erstellt am: **27.04.2024**

Persistenter Link: <https://doi.org/10.5169/seals-685026>

Nutzungsbedingungen

Die ETH-Bibliothek ist Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Inhalten der Zeitschriften. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern.

Die auf der Plattform e-periodica veröffentlichten Dokumente stehen für nicht-kommerzielle Zwecke in Lehre und Forschung sowie für die private Nutzung frei zur Verfügung. Einzelne Dateien oder Ausdrucke aus diesem Angebot können zusammen mit diesen Nutzungsbedingungen und den korrekten Herkunftsbezeichnungen weitergegeben werden.

Das Veröffentlichen von Bildern in Print- und Online-Publikationen ist nur mit vorheriger Genehmigung der Rechteinhaber erlaubt. Die systematische Speicherung von Teilen des elektronischen Angebots auf anderen Servern bedarf ebenfalls des schriftlichen Einverständnisses der Rechteinhaber.

Haftungsausschluss

Alle Angaben erfolgen ohne Gewähr für Vollständigkeit oder Richtigkeit. Es wird keine Haftung übernommen für Schäden durch die Verwendung von Informationen aus diesem Online-Angebot oder durch das Fehlen von Informationen. Dies gilt auch für Inhalte Dritter, die über dieses Angebot zugänglich sind.

La physique de l'imagerie médicale en mammographie

Raphaël Mœckli

Introduction

En 1895, Wilhelm Röntgen découvre les rayons X et révolutionne la médecine. En effet, les rayons X vont rapidement être utilisés pour visualiser les organes du corps humain (la radiologie) et pour traiter les pathologies cancéreuses (la radiothérapie).

Au temps des pionniers, les risques radiologiques liés aux rayons X étaient mal connus. Les radiations ionisantes (rayons X, radioactivité) étaient parfois même considérées comme bénéfiques. On citera par exemple les eaux radioactives qui étaient très à la mode au début du XX^e siècle. Cette attitude était probablement en partie liée au fait que les rayons X sont invisibles. Aujourd'hui, cette particularité les rend plutôt inquiétants. Si l'on ajoute à cela les divers accidents radiologiques de l'industrie nucléaire (Tchernobyl en 1985 en particulier) et l'utilisation des rayons X à des fins militaires, on observe une réticence psychologique de la population à tout ce qui touche aux radiations ionisantes. Si ce comportement de méfiance est compréhensible – comme pour tout ce qui est dangereux – il est toutefois peu pertinent pour les applications bénéfiques à l'homme, en particulier pour les applications médicales. En effet, un effort important a été entrepris pour limiter les risques et le domaine des radiations ionisantes est devenu l'un des plus réglementé. Le niveau de connaissance élevé des risques potentiels a conduit au développement de règles de protection très strictes du patient et du personnel professionnellement exposé aux radiations ionisantes. Toutefois, un effort constant d'optimisation des processus utilisant les rayons X est indispensable pour améliorer l'efficacité médicale de ces outils.

L'étude de la physique de l'imagerie médicale trouve son utilité dans l'optimisation de la qualité de l'image – indispensable pour un diagnostic précis – et de la dose délivrée au patient lors de l'examen – représentant un risque potentiel pour la santé. L'objectif est de maximiser la qualité de l'image et de minimiser la dose délivrée.

Le cancer du sein

Le cancer du sein est le plus communément diagnostiqué chez les femmes; en Suisse, on comptait de 3900 à 4300 nouveaux cas entre 1990 et 1994, et de 4200 à 4500 nouveaux cas entre 1994 et 1996 (sources de l'Office fédéral de la statistique). Cette affection représente 21 % de tous les nouveaux cas de cancer en 1990 (de Grandi, 1990); elle est aussi la principale cause de mortalité par cancer chez les femmes (Parkin, 1999). En Suisse, on comptait 1595 décès en 1994, 1554 en 1995 et 1415 en 1996 (sources de l'Office fédéral de la statistique). Les deux tiers des cancers du sein se développent chez les femmes de plus de 50 ans. En revanche, cette maladie est rare chez les femmes de moins de 35 ans et exceptionnelle chez celles qui ont moins de 20 ans. On sait depuis peu que deux gènes sont parfois (souvent) anormaux lorsqu'une femme développe un cancer du sein. Il semble donc qu'il peut y avoir une prédisposition génétique pour certains cancers du sein. Cela peut expliquer des cancers chez de très jeunes femmes et aussi que les antécédents familiaux chez la mère ou la sœur sont des facteurs de risque pour le développement d'un cancer du sein. On a également constaté que le risque est plus élevé chez les femmes ayant à la fois eu des règles précoces et une ménopause tardive. Les femmes sans enfants ou ayant eu un premier enfant après trente ans semblent un peu plus exposées au développement d'un cancer du sein.

Le traitement du cancer du sein – comme pour tous les cancers – est toujours plus efficace si la maladie est détectée précocement. C'est pourquoi une politique de prévention est mise en place dans une grande partie des pays industrialisés par le dépistage systématique du cancer du sein. Ce dépistage est basé sur la réalisation d'une mammographie pour les femmes dès 45 à 50 ans, répétée tous les deux ans. Il faut noter que l'autopalpation est une démarche très importante de la prévention. En cas de doute, il est indispensable de consulter son médecin traitant le plus rapidement possible.

L'aspect psychologique de la prise en charge du cancer du sein est important. En effet, le sein est un organe particulier à plusieurs titres. Les seins sont un symbole de féminité et de fécondité. Il est dès lors pour le moins difficile d'accepter la maladie, d'autant plus si le traitement comporte une mutilation, même si elle est de nature thérapeutique. L'aspect psychologique est encore plus important lorsqu'il s'agit d'agir vite. En effet, en particulier dans les milieux ruraux, le tabou est encore difficile à surmonter pour aller consulter un médecin en cas de doute. Or, plus le diagnostic est posé tôt, plus la maladie a de chances d'être guérie. Un effort particulier de banalisation – dans le bon sens du terme – du cancer du sein a été entrepris ces dernières années, ce qui a certainement conduit à

une diminution de la mortalité due à cette maladie. Beaucoup de lieux d'information sont à disposition pour le public et une foison de sites internet a vu le jour.

Ce constat épidémiologique, social et culturel, fait du cancer du sein un des plus importants problèmes de santé publique dans les pays industrialisés.

Description d'une installation de mammographie

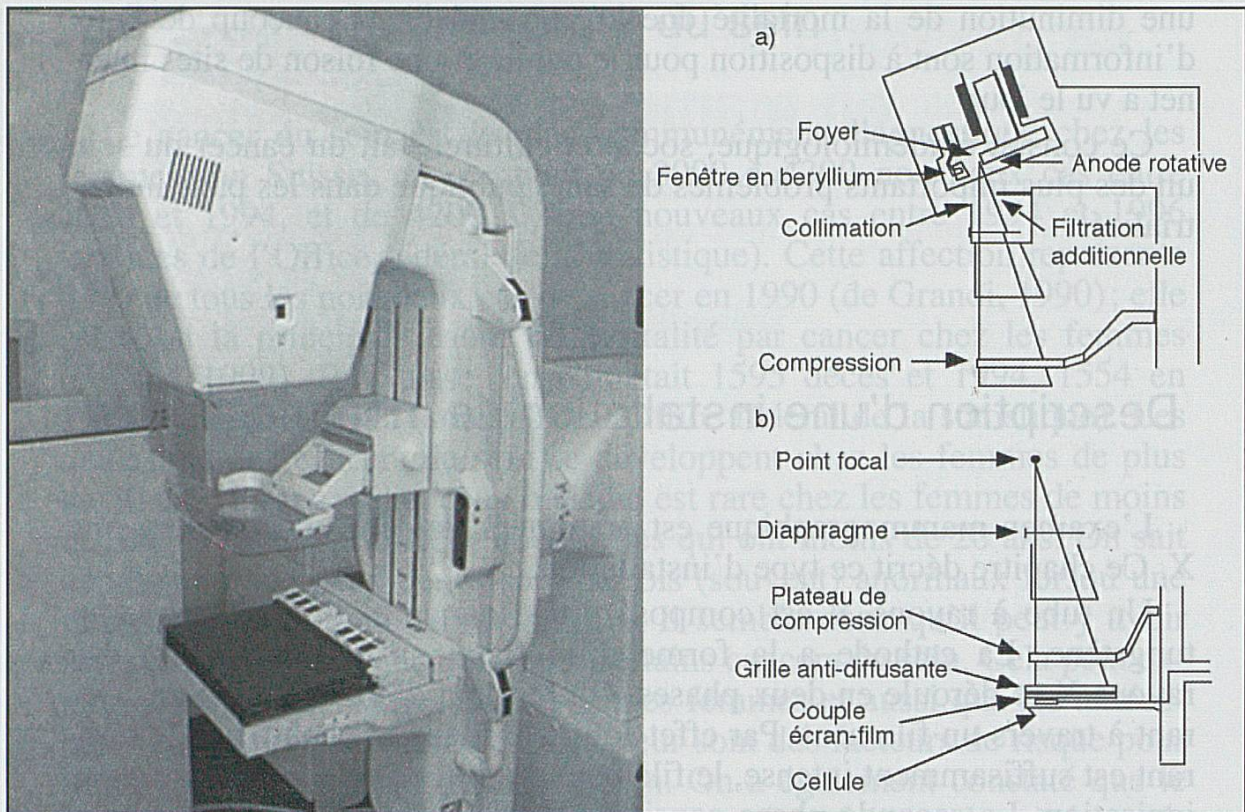
L'examen mammographique est pratiqué à l'aide d'un tube à rayons X. Ce chapitre décrit ce type d'installation.

Un tube à rayons X est composé d'une anode et d'une cathode en tungstène. La cathode a la forme d'un filament. La production des rayons X se déroule en deux phases. On fait tout d'abord passer un courant à travers un filament. Par effet Joule, le filament chauffe. Si le courant est suffisamment intense, le filament produit des électrons libres par ionisation. La seconde phase consiste à produire une différence de potentiel (une tension) entre la cathode et l'anode. Les électrons ionisés sont alors accélérés en direction de la cathode. Leur énergie est comprise entre 20 et 100 keV. Les rayons X sont produits par l'interaction de ces électrons avec le matériau de l'anode.

Si l'on suit la progression des rayons X, on les voit passer à travers une filtration, généralement du molybdène ou du rhodium. Cette filtration est placée à la sortie du tube pour éliminer le rayonnement de basse énergie qui ne traversera de toute manière pas le sein et qui contribuera donc uniquement à augmenter la dose au patient sans participer à la réalisation de l'image radiologique. Cette filtration permet aussi d'augmenter la proportion de rayonnement caractéristique dans le spectre de rayonnement, ce qui améliore la qualité de l'image.

Les rayons X traversent ensuite le sein qui est comprimé entre un plateau de plexiglas et un système qui contient une grille anti-diffusante et le couple écran-film (voir plus loin). La compression du sein permet de réduire son épaisseur, ce qui diminue le rayonnement diffusé, réducteur de contraste.

On trouve encore derrière le couple une cellule écran-film automatique dont la fonction est de déterminer la durée de l'irradiation de manière à ce que le noircissement sur le film soit optimal (un peu comme la durée d'exposition automatique en photographie). La figure 1 présente une photographie d'une installation de mammographie ainsi qu'une représentation schématique de ses composantes.



(Figure 1) A gauche: photographie d'une installation de mammographie. A droite: représentation schématique.

a) détail de la tête b) système complet

Lors d'une mammographie, le sein est placé sur le support contenant la grille anti-diffusante et il est compressé afin de diminuer son épaisseur. Lors de l'irradiation, l'intensité des rayons X après le passage dans le sein n'est plus homogène car les différents tissus traversés n'ont pas les mêmes caractéristiques d'absorption. Ainsi, l'intensité du rayonnement contient l'information relative aux tissus traversés. Cette image virtuelle s'appelle l'image latente. L'écran se trouvant dans le couple écran-film a deux rôles. Le premier consiste à absorber le rayonnement et emmagasiner l'énergie déposée. Le second consiste à libérer cette énergie sous forme de rayonnement lumineux qui va ensuite noircir le film proportionnellement à l'énergie déposée dans l'écran. L'intérêt de l'écran réside dans le fait que le film radiologique est environ 30 fois plus sensible aux photons lumineux qu'aux rayons X. Cela se traduit par une forte diminution de la dose délivrée au patient lorsqu'un écran est utilisé.

Il y a une grande analogie entre le mécanisme décrit ci-dessus et la photographie. Toutefois, en photographie, il n'est pas nécessaire de convertir les rayons X en photons lumineux grâce à l'écran. Par ailleurs, le cliché radiologique est un négatif (par analogie à la photographie) et il est lu directement par le radiologue à l'aide d'un négatoscope.

Paramètres physiques de base de la qualité de l'image

Une image médicale est la représentation de certaines propriétés du corps humain qui permet de visualiser la structure et/ou la fonction des organes et des tissus examinés. La diversité des structures et des fonctions intéressantes pour le radiodiagnostic est très grande. Elle nécessite par conséquent une grande variété de performances des systèmes d'imagerie. La visualisation d'une masse pulmonaire, par exemple, requiert une bonne sensibilité du système aux faibles contrastes, alors que la détection de microfractures nécessite une bonne résolution.

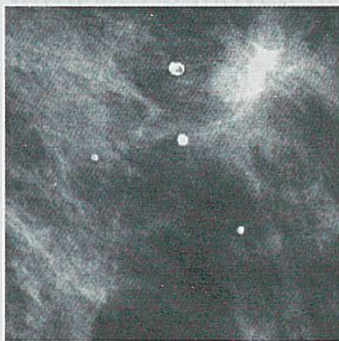
La performance globale d'un système d'imagerie dépend de manière complexe de l'ensemble des paramètres de base de la qualité de l'image, mais aussi du type de structure recherchée et de son environnement tissulaire, ainsi que des conditions d'observation. Cette performance peut s'apprécier de manière subjective ou objective. Les méthodes subjectives dépendent directement de la personne analysant l'image, alors que les méthodes objectives sont reproductibles et indépendantes de l'observateur.

La résolution

La résolution est la capacité d'un système d'imagerie à différencier deux structures proches de petite taille. Par exemple, la résolution d'un microscope électronique à balayage peut aller jusqu'à 0.5 millièmètre et un satellite d'observation peut atteindre une résolution de quelques mètres.

Mathématiquement, on peut décrire un système d'imagerie par une fonction de transfert qui caractérise la conversion d'un signal d'entrée (par exemple, une partie anatomique) en un signal de sortie (un cliché radiologique). Plus l'efficacité de transfert de l'information est bonne,

Capacité de transfert élevée



Capacité de transfert basse

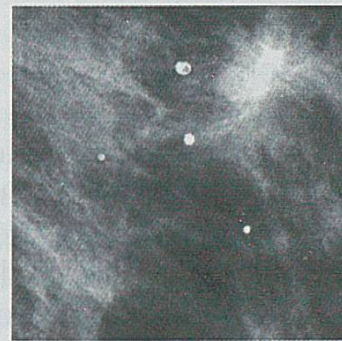
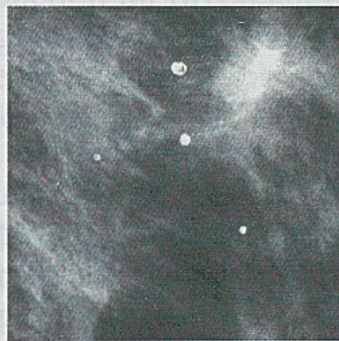


Figure 2: Effet de la résolution sur la qualité de l'image. On observe que le flou de l'image augmente lorsque la capacité de transfert du système diminue.

meilleure est la résolution. La figure 2 présente la résolution d'images en fonction de la capacité de transfert du système d'imagerie.

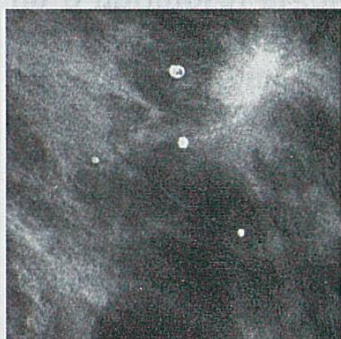
L'épaisseur de l'écran a un effet important sur la résolution. La dispersion lumineuse dans l'écran est d'autant plus importante que l'épaisseur de l'écran est grande. Le problème est que plus l'écran est fin, plus la conversion des rayons X en photon lumineux est faible et donc, plus la dose est élevée.

Le bruit de l'image

Afin de comprendre le concept de bruit en radiologie, il est utile de faire l'analogie avec la réception de son programme radiophonique favori. En effet, lorsqu'on écoute une émission de radio en ayant légèrement mal réglé la fréquence de la chaîne choisie, on entend du bruit qui peut plus ou moins masquer le son principal. En imagerie, le bruit se traduit par une adjonction granuleuse au signal principal. Cette granularité est plus ou moins importante en fonction de la contribution du bruit sur l'image. La figure 3 présente l'influence du bruit sur la qualité de l'image.

Dans une formulation plus mathématique, on peut caractériser le bruit par un processus stochastique qui ajoute au signal une composante aléatoire. Il peut être décrit par ses propriétés statistiques.

Bruit faible



Bruit important

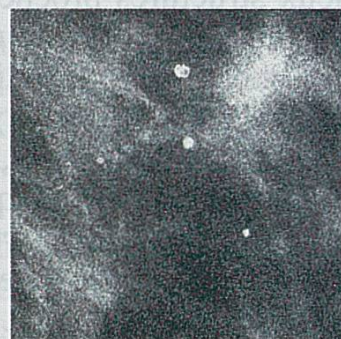
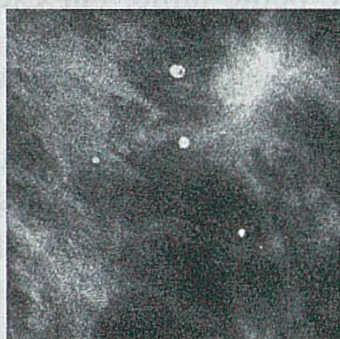


Figure 3: Effet du bruit sur la qualité de l'image. Plus le bruit est important, plus l'image a un aspect granuleux.

Le contraste

L'interaction entre les rayons X et la matière dépend de plusieurs facteurs. La densité du matériau le rend plus ou moins transparent aux rayons X. Cette caractéristique est définie par le coefficient d'absorption du matériau. Plus ce dernier est élevé, plus le rayonnement est absorbé dans les matériaux. Lors d'un examen radiologique, les tissus traversés par les rayons X produisent une absorption différentielle du rayonnement. Cette différence d'absorption conduit à une différence de quantité

de rayonnements arrivant dans l'écran et donc à une différence de noircissement du film. Cette différence est le contraste de l'image. La figure 4 présente l'influence du contraste sur la qualité de l'image.

Un grand nombre de facteurs influencent le contraste. La composition et l'épaisseur de l'objet traversé ainsi que le spectre de rayonnement ont un impact important sur le contraste. La réponse du film au rayonnement – qui n'est pas linéaire – influence aussi le contraste de l'image. Le niveau d'exposition est aussi un facteur qui influence le contraste. En particulier, si la quantité de rayonnement est trop importante ou trop faible, le contraste de l'image est réduit. Par analogie avec la photographie, on peut parler de surexposition ou de sous-exposition.

Le contraste est péjoré par la production de rayonnement diffusé dans le patient. La quantité de rayonnement diffusé dépend de la taille du

Contraste faible



Contraste important

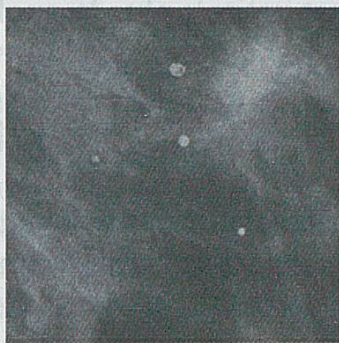


Figure 4: Effet du contraste sur la qualité de l'image.

champ d'irradiation et de l'épaisseur traversée. Cette quantité dépend aussi de l'énergie du rayonnement. Il est possible de réduire le rayonnement diffusé arrivant sur le détecteur en plaçant, entre l'objet test et le système de détection, un dispositif pour lequel la transmission du rayonnement primaire est plus importante que la transmission du rayonnement diffusé. Le moyen de réduction du rayonnement diffusé le plus couramment utilisé en mammographie est la grille anti-diffusante. Cette grille est constituée d'une série de feuilles de plomb séparées par un intervalle contenant un matériau radio transparent. Les lames de la grille sont focalisées de manière à tenir compte de la divergence du faisceau de rayons X produit par l'anode. Le rayonnement primaire est orienté dans la même direction que les lames de plomb et il passe entre les lames sans être absorbé. En revanche, le rayonnement diffusé produit dans le patient n'a pas de direction de propagation privilégiée. Une grande partie du rayonnement diffusé est donc absorbée par les lames de plomb de la grille.

Paramètre objectif et synthétique de la qualité de l'image

La performance globale d'un système d'imagerie dépend des paramètres de base, c'est-à-dire le contraste, la résolution et le bruit. Pour mesurer cette performance, des grandeurs synthétiques, basées sur un modèle d'observateur, ont été développées. Connaissant le contraste, la résolution et le bruit du système, il est possible de déterminer le rayon de la plus petite sphère détectable sur l'image compte tenu des performances physiques du système d'imagerie. Dans ce modèle mathématique, la sphère simule une microcalcification. Cette valeur peut être caractérisée par l'indice de qualité d'image (IQI) (Pochon, 1983). Une étude ayant pour but de comparer le classement de mammographies de différentes qualités d'image obtenues à l'aide de l'IQI et par des radiologues a montré une bonne corrélation entre ces deux méthodes d'évaluation. Ainsi, l'IQI est représentatif de la qualité de l'image observée par les radiologues. Plus la valeur de l'IQI est petite (c'est-à-dire, plus la plus petite sphère visible est petite), plus la qualité de l'image est bonne.

Risque lié aux radiations

Lors de la prise d'un cliché radiologique, une certaine quantité d'énergie est déposée dans les tissus par le rayonnement ionisant. Les effets biologiques induits par l'irradiation peuvent être de nature déterministe ou stochastique.

Les effets déterministes sont en général précoces (durée avant l'apparition des symptômes de l'ordre de la semaine) et sont caractérisés par une dose de seuil en dessous de laquelle ils n'apparaissent pas. Leur importance dépend directement de la dose déposée dans les tissus. En radiodiagnostic, la dose n'atteint pas le seuil des effets déterministes, à l'exception de certains examens de radiologie interventionnelle.

Les effets stochastiques se caractérisent par l'induction de cancer chez les personnes irradiées et par des malformations dans leur descendance. Le temps de latence de ces effets est de plus de 10 ans. Ils se caractérisent par une augmentation de leur probabilité d'occurrence proportionnelle à la dose. Contrairement aux effets déterministes, la gravité d'un effet stochastique ne dépend pas de la dose déposée. Son importance se mesure par le facteur de risque qui correspond à la probabilité d'engendrer un cancer ou une malformation par unité de dose. Il faut noter qu'actuellement, aucun seuil de dose n'a pu être démontré pour ces effets. Ainsi, on cherche à se prémunir du rayonnement ionisant au mieux, même si la dose est très faible.

Le risque lié à l'utilisation de rayonnement ionisant a conduit à développer un cadre légal pour leur utilisation. Les recommandations inter-

nationales (ICRP, 1991, par exemple) et la législation suisse (ORaP, 1994) qui s'en inspire, se basent sur les principes de justification, d'optimisation et de limitation des doses. Le principe de justification stipule que toute activité utilisant des radiations ionisantes doit présenter un bilan positif entre l'avantage et le risque de son utilisation. Dans le cadre du radiodiagnostic, cela se traduit par le fait que tout examen radiologique doit conduire à un plus grand bénéfice pour le patient que le détriment dû à la dose reçue. Le principe d'optimisation, lié à l'absence de seuil des effets stochastiques, impose de maintenir le niveau de dose aussi bas que raisonnablement possible. Enfin, le principe de limitation des doses assure une protection individuelle minimale. La radiologie est particulière par rapport à d'autres utilisations des radiations ionisantes, dans le sens que le patient est le bénéficiaire direct de l'irradiation. C'est pourquoi, comme le précise la législation, il n'est pas judicieux de limiter la dose d'un examen radiologique. En effet, une limitation pourrait conduire à l'arrêt de l'examen avant son terme, ce qui produirait un détriment maximal pour un bénéfice nul. Relevons cependant que les principes de justification et d'optimisation s'appliquent dans le cas de l'irradiation de patient et garantissent sa radioprotection.

La quantité dosimétrique fondamentale est la dose absorbée qui correspond à l'énergie absorbée par unité de masse et s'exprime en Gray (Greening, 1985). On utilise la dose moyenne absorbée dans un organe comme indicateur de la probabilité d'effets stochastiques. Cette probabilité ne dépend pas seulement de la dose moyenne absorbée, mais aussi du type et de l'énergie du rayonnement. En effet, la répartition microscopique du dépôt de l'énergie n'est pas identique pour tous les types de rayonnement. On tient compte de cet effet en pondérant la dose moyenne absorbée par un facteur dépendant de la qualité du rayonnement. La pondération de la dose moyenne absorbée par un facteur de qualité du rayonnement s'appelle la dose équivalente. On observe que la relation entre la probabilité d'apparition d'un effet stochastique et la dose équivalente dépend aussi de l'organe ou du tissu irradié. Il est ainsi nécessaire de définir une quantité supplémentaire dérivée de la dose équivalente aux organes pour préciser la combinaison de la distribution des doses sur plusieurs organes. La pondération de la dose équivalente par le facteur des tissus s'appelle la dose effective, qui est un indicateur du risque radiologique.

Un exemple d'application des concepts théoriques

Après un aperçu des techniques pratiques utilisées, cette section présente la comparaison de la qualité de l'image et de la dose entre des systèmes de mammographie conventionnelle (tube à rayons X) et une

installation de rayonnement synchrotron. Cette nouvelle source de rayonnement pourrait faire l'objet d'un article complet à lui seul. Une brève description en est faite ci-après.

Détermination de la qualité de l'image et de la dose

Pour déterminer la qualité d'une image et la dose correspondante d'un examen donné, on utilise un objet test de polyéthylène contenant une plaque d'aluminium de 200 μm d'épaisseur et un bord franc en acier (voir la figure 5). L'épaisseur de l'objet test est d'environ 5 cm, ce qui correspond à l'épaisseur moyenne d'un sein comprimé lors d'un examen mammographique. La plaque d'aluminium simule bien les caractéristiques d'absorption d'une microcalcification et elle est utilisée pour la mesure du contraste. Le bord franc est utilisé pour la mesure de la résolution. Une zone homogène permet de déterminer le bruit du système. Des logements sont prévus pour placer des détecteurs mesurant la dose.

Les clichés obtenus lors de l'irradiation de l'objet test sont numérisés par un appareil de haute résolution. Ensuite, un traitement mathématique

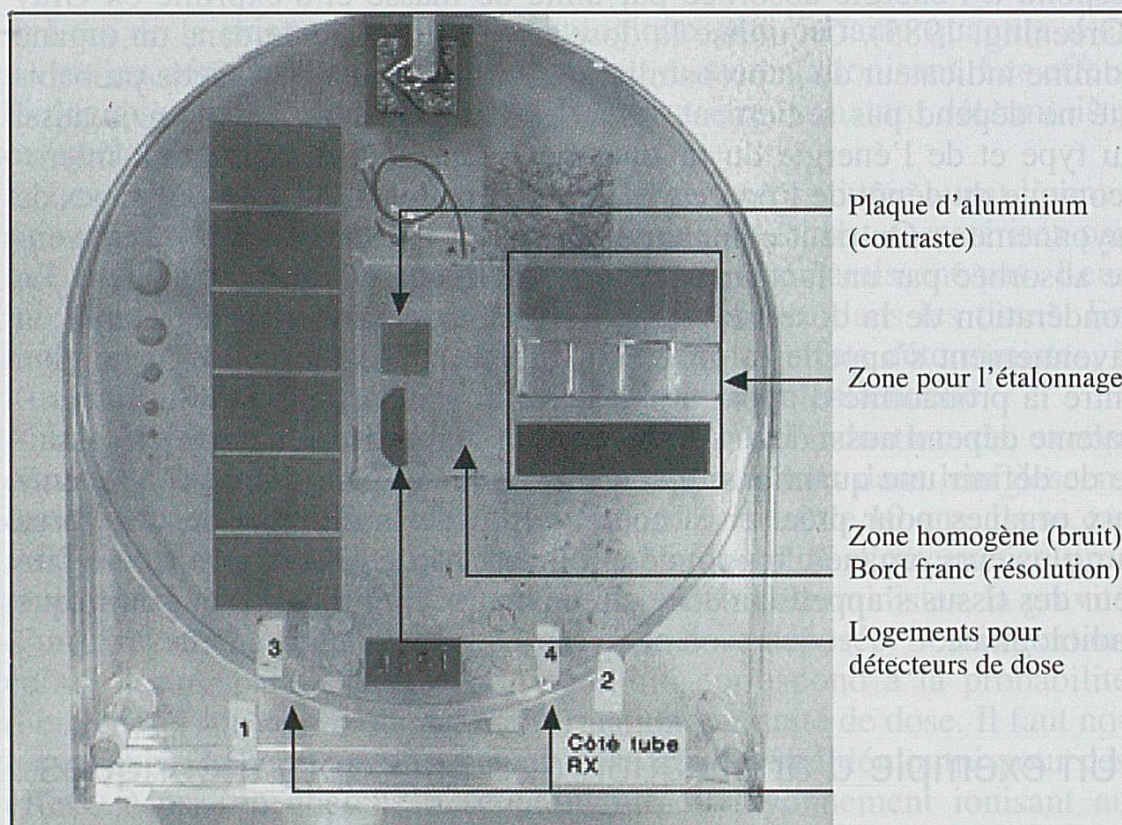


Figure 5: Photographie de l'objet test utilisé pour la détermination de la qualité de l'image et de la dose. La plaque d'aluminium pur, le bord franc et la zone homogène pour la mesure du bruit se trouvent au centre de l'objet test.

permet de déterminer les paramètres de base de la qualité de l'image qui permettront à leur tour de caractériser la qualité globale du cliché radiologique par un indice global de qualité d'image.

Principe de production du rayonnement synchrotron

La production de rayonnement synchrotron est basée sur l'accélération radiale d'électrons de vitesse relativiste. Ces électrons sont stockés dans un anneau de plusieurs centaines de mètres de longueur afin de garantir un flux de rayonnement continu (voir la figure 6). Les électrons sont accélérés à l'aide d'aimants puissants qui les dévient de leur trajectoire. Cette modification de trajectoire conduit à la production de rayonnement synchrotron. Plus l'énergie de l'électron est importante, plus la direction de propagation du rayonnement est orientée dans la direction du mouvement de la particule.



Figure 6: Photographie de l'anneau de stockage de l'European Synchrotron Radiation Facility (ESRF) à Grenoble où ont eu lieu les expériences présentées dans ce travail.

L'intérêt du rayonnement synchrotron réside dans sa très grande intensité et la possibilité d'obtenir un spectre de rayonnement monoénergétique. L'idée est donc de comparer les spectres conventionnels obtenus avec une installation de mammographie avec le rayonnement synchrotron pour déterminer si les caractéristiques de cette nouvelle source de rayonnement ont un intérêt pour la mammographie.

Apport du rayonnement synchrotron à l'optimisation du processus mammographique

La visualisation des résultats dans un graphique représentant la qualité de l'image en fonction de la dose a l'avantage de montrer le résultat de la performance globale du système étudié et de permettre de comparer directement une configuration avec une autre.

La figure 7 présente la relation entre la qualité de l'image et la dose obtenue pour les configurations synchrotron et conventionnelles. Chaque point des courbes correspond à une configuration énergétique du rayonnement. Dans ce type de représentation, une configuration optimale se trouve dans le coin inférieur gauche du graphique.

On observe que pour une dose donnée, la qualité de l'image est toujours meilleure avec le rayonnement synchrotron. Par exemple, pour une dose de 1 mGy, la taille de la plus petite microcalcification détectable sur le film est d'environ 170 μm pour le rayonnement synchrotron et d'environ 200 μm pour une installation de mammographie. Cette différence est considérable pour un radiologue observant une mammographie. Inversement, une qualité d'image donnée est toujours obtenue avec une dose inférieure avec le rayonnement synchrotron. La réduction de la dose est importante, en particulier dans le cadre d'un problème de santé publique. Ainsi, le rayonnement synchrotron permet une meilleure optimisation du processus mammographique.

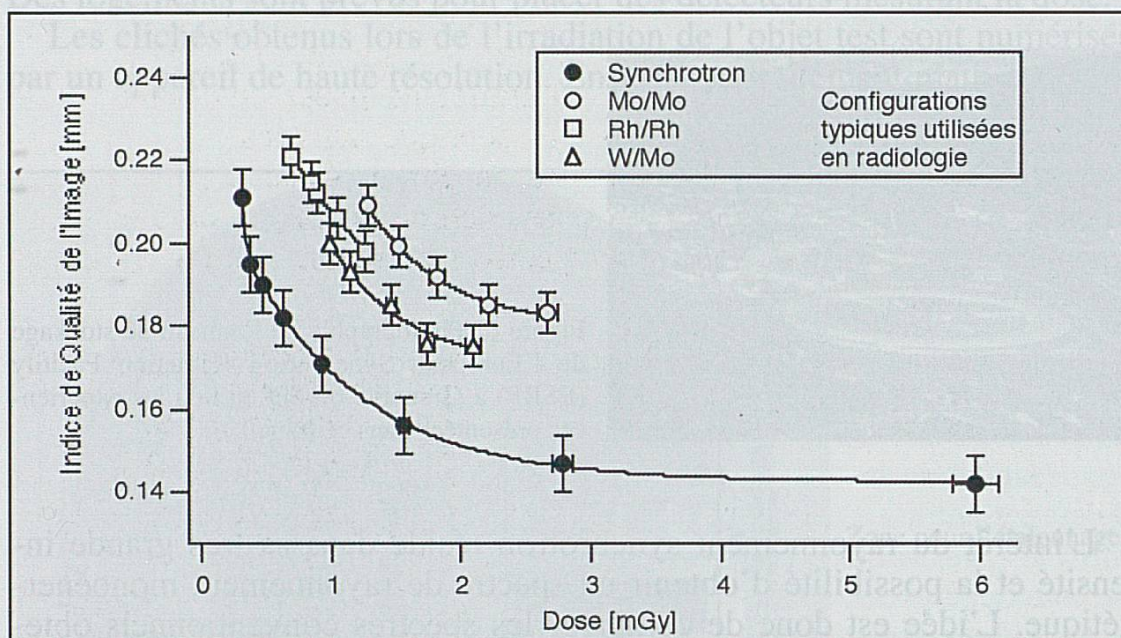


Figure 7: Relation qualité de l'image – dose pour les configurations conventionnelles de mammographie et le rayonnement synchrotron.

Perspectives

Application clinique du rayonnement synchrotron

Du point de vue de la physique, il est possible d'améliorer l'optimisation du processus mammographique par l'utilisation du rayonnement synchrotron. Un certain nombre de problèmes doivent encore être résolus avant la mise en application.

La structure de laboratoire de recherche d'une installation de rayonnement synchrotron et son coût ne permettent pas d'envisager actuellement le développement d'un centre de dépistage sur site. Inversement, il est exclu d'envisager la construction d'une installation de rayonnement synchrotron spécifique à des applications médicales cliniques en raison de sa taille. Il existe toutefois des recherches montrant qu'un synchrotron de 60 mètres de diamètre pourrait permettre de produire un rayonnement dont l'énergie et l'intensité seraient compatibles avec des applications médicales.

Contraste de phase

Les développements théoriques et pratiques concernant le contraste de phase font actuellement l'objet de nombreuses publications. Le principe de base du contraste de phase est la possibilité de mettre en évidence un déphasage du front d'onde incident dû à une différence de l'indice de réfraction du milieu. Il existe plusieurs techniques expérimentales permettant de visualiser le déphasage des ondes électromagnétiques.

A titre d'exemple, la figure 8 présente une image d'un foie de porc obtenue à l'aide de la méthode de contraste de phase en comparaison avec un cliché «normal». La dose est identique dans les deux cas. On observe clairement l'effet du contraste de phase. Ainsi, en plus d'une qualité de l'image améliorée par sa monochromaticité, le rayonnement synchrotron ouvre de nouvelles perspectives de diagnostic radiologique par contraste de phase.

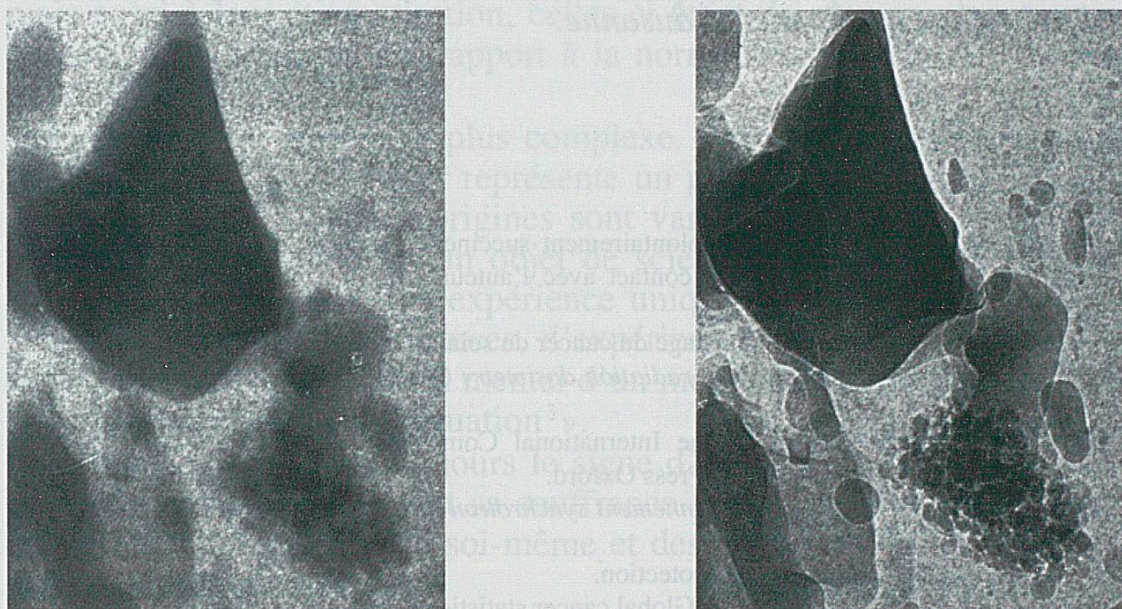


Figure 8: Images d'un foie de porc obtenues par rayonnement synchrotron sans contraste de phase (à gauche) et avec contraste de phase (à droite). On observe un rehaussement spectaculaire des bords des structures pour une dose glandulaire moyenne égale. La dimension des images est de 1 cm environ.

Conclusions

L'amélioration de la technique mammographique est un des aspects importants permettant de réduire la mortalité due au cancer du sein. Cette maladie est un problème majeur de santé publique dans les pays industrialisés et chaque amélioration réduit l'impact de cette maladie autant du point de vue humain que du point de vue économique.

L'examen mammographique est l'outil le plus performant pour le diagnostic précoce du cancer du sein. La technique sous-jacente permettant d'obtenir le cliché radiologique doit être optimisée afin de trouver le meilleur compromis entre la qualité de l'image et la dose délivrée au patient.

L'optimisation de cette technique nécessite des outils physiques comme l'évaluation de la qualité de l'image et la détermination de la dose au patient délivrée lors de l'examen. Ces sujets ont été abordés succinctement dans cet article.

La qualité de l'image et la dose délivrée d'un examen mammographique obtenus avec le rayonnement synchrotron a été évaluée de manière objective et systématique (Mœckli 2001). La comparaison de ces résultats avec les valeurs produites par les installations conventionnelles de mammographie montre une amélioration de l'optimisation du processus lorsque le rayonnement synchrotron est utilisé.

Raphaël Mœckli (Lausanne) travaille à l'Institut universitaire de radiophysique appliquée à Lausanne.

BIBLIOGRAPHIE

- La bibliographie de cet article est volontairement succincte. Les personnes intéressées par un sujet particulier peuvent prendre contact avec l'auteur sans hésiter. raphael.moeckli@inst.hospvd.ch
- De Grandi P. 1990 Glossaire du dépistage du cancer du sein *Médecine et hygiène* 48 2862-2867.
- Greening J.R. 1985 *Fundamentals of radiation dosimetry* (second edition) Adam Hilger Ltd Ed Bristol UK.
- ICRP 1991 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection *Annals of the ICRP* 60 Pergamon Press Oxford.
- Mœckli R. 2001 *Application du rayonnement synchrotron à la mammographie*, thèse de doctorat, Université de Lausanne.
- ORaP 1994 Ordonnance sur la radioprotection.
- Parkin D.M., Pisani P., Ferlay J. 1999 Global cancer statistics *CA Cancer J. Clin.* 49 33-64.
- Pochon Y. 1983 *Critères objectifs de qualité des images radiologiques* Thèse de doctorat 479 Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne.