

Article Original

Comparaison simulation classique–simulation virtuelle au cours d’une irradiation mammaire : étude prospective sur 14 patientes

Comparison of classic simulation and virtual simulation in breast irradiation: prospective study on 14 patients

O. Bauduceau ^{a,*}, P. Pons ^a, F. Campana ^b, M. Bollet ^b, L. Romero ^a, M. Fayolle ^a

^a Service d’oncologie–radiothérapie, HIA du Val-de-Grâce, 74, boulevard du Port-Royal, 75005 Paris, France

^b Service de radiothérapie, institut Curie, 26, rue d’Ulm, 75005 Paris, France

Disponible sur internet le 12 octobre 2005

Résumé

Objectif de l’étude. – Comparer chez 14 patientes prises en charge dans le cadre d’une néoplasie mammaire simulation classique et simulation virtuelle.

Patients et méthodes. – Chaque patiente a bénéficié d’une simulation classique puis d’une scanographie en position de traitement après repérage clinique des racines du sein. Le volume cible anatomoclinique (CTV) correspondait au volume de la glande mammaire. Le volume cible prévisionnel (PTV) a été défini par le volume cible anatomoclinique plus une marge tridimensionnelle de 1 cm. Les organes à risque (cœur, poumons) ont été délimités. Les balistiques et distributions de dose obtenues avec les deux techniques de planification de traitement ont été comparées.

Résultats. – En simulation classique, plus de 95 % du volume cible anatomoclinique recevait 95 % de la dose prescrite. La simulation virtuelle permettait une amélioration significative de la distribution de dose dans le volume cible prévisionnel au détriment d’une augmentation du volume pulmonaire et cardiaque irradié. En simulation bidimensionnelle, la prise en compte de cinq coupes a permis d’évaluer précisément les zones de surdosage et la valeur de la dose maximale. L’utilisation de l’ensemble des coupes scanographiques n’apportait pas de bénéfices.

Conclusion. – La difficile détermination des volumes, l’incertitude sur la valeur des marges de sécurité limitent l’intérêt de la simulation virtuelle. Une simulation classique avec cinq coupes scanographiques permet l’obtention d’une dosimétrie optimisée.

© 2005 Elsevier SAS. Tous droits réservés.

Abstract

Purpose. – To compare conventional 2D simulation and virtual simulation on 14 patients with breast cancer.

Patients and methods. – Patients were simulated for treatment using standard procedure. They subsequently underwent CT scan in the treatment position. The CTV was defined as breast tissue. The PTV was obtained by adding a 3D margin of 1 cm around CTV. Organs at risk (lungs and heart) were outlined. Ballistics and dose distribution obtained with the two planning methods were compared.

Results. – With conventional simulation, 95% of CTV received 95% of the dose prescribed. Virtual simulation significantly improved dosimetric coverage of PTV without increasing irradiation volume of lung and heart. In 2D simulation, using three slices allowed optimisation by adjusting wedge angle. The five-slice plan was a much better predictor of the maximum dose regions when compared to the three-slice plan. Using entire CT data didn’t give any benefit.

Conclusion. – Variations in CTV delineation and PTV definition limit interest of virtual simulation. In classic simulation, a 5 CT slice-plan can be used to optimise dose distribution.

© 2005 Elsevier SAS. Tous droits réservés.

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : rthoncovdg@yahoo.fr (O. Bauduceau).

Mots clés : Cancer du sein ; Dosimétrie ; Planification 3D ; Homogénéité

Keywords: Breast cancer; Dosimetry; 3D treatment planning; Homogeneity

1. Introduction

L'importance de la radiothérapie dans la prise en charge des cancers du sein après chirurgie conservatrice a été depuis longtemps démontrée [14,17,20,49,52]. La dosimétrie obtenue lors de l'irradiation classique du sein par deux faisceaux tangentiels, a été analysée à partir de données scanographiques, dans plusieurs études [6,10,11,40]. Ces études mettent en évidence des hétérogénéités de dose relativement importantes (plus de 10 % du volume du sein recevant plus de 110 % de la dose prescrite) liées au volume et à la forme de la glande mammaire. D'autres études ont montré la corrélation entre les volumes pulmonaires et cardiaques irradiés et le risque de survenue de complications tardives [16,23,25,26,32,39]. La simulation virtuelle tridimensionnelle a ainsi comme objectif d'améliorer la distribution de dose dans le volume cible tout en réduisant le volume de tissus sains irradiés. Dans cette étude prospective chez 14 patientes, nous avons comparé sur le plan balistique et dosimétrique, simulation classique et simulation virtuelle réalisées avec une position de traitement identique.

2. Patientes et méthodes

Cette étude s'est déroulée d'octobre 2003 à novembre 2004. Elle concernait 14 patientes atteintes d'un cancer du sein. La radiothérapie adjuvante délivrait 50 Gy en 25 fractions sur l'ensemble de la glande mammaire seule, sans irradiation ganglionnaire. Un complément d'irradiation de 16 Gy du lit tumoral était indiqué pour certaines patientes, mais nous n'en avons pas tenu compte dans cette étude.

Les patientes ont d'abord bénéficié d'une scanographie en position de traitement (scanographe Somatom de Siemens, FOV = 45 cm, diamètre de l'anneau = 60 cm). Chaque patiente était installée en décubitus dorsal sur un plan incliné à 10 ou 15° MED-TEC, le bras positionné au-dessus de la tête et l'épaule reposant dans un appui-bras. Le radiothérapeute délimitait par palpation les racines du sein. Ces racines, la ligne médiane, les cicatrices opératoires et le mamelon étaient ensuite repérés par un fil téléphonique (Fig. 1). Des coupes scanographiques de 5 mm étaient effectuées tous les 5 mm sur toute la hauteur du sein, en incluant le volume pulmonaire en totalité. Juste après la scanographie, un centrage au simulateur-scanner Mecaserto type Phebus a été effectué pour chaque patiente, installée dans la même position. Des fils de plomb étaient positionnés à 1 cm des racines interne et externe de la glande préalablement repérées. Les centres des faisceaux étaient placés à une DSP (distance source-peau) de 100 cm. Pour le faisceau tangentiel interne, l'angle d'inclinaison du bras de l'appareil était choisi de



Fig. 1. Matérialisation des racines du sein par un fil de plomb.
Fig. 1. Root of the breast visualised with a lead wire.

manière à obtenir une superposition radiologique des fils plombés. Le faisceau tangentiel externe était ensuite positionné à l'opposé. Une modification de quelques degrés (2 à 5°) de l'angle du statif pour le faisceau tangentiel externe, permettait en corrigeant la divergence, d'obtenir des faisceaux irradiant le même volume pulmonaire. Une fuite de 1 cm dans l'air était assurée. Toutes les données de la simulation étaient transférées sur la console de dosimétrie utilisant les logiciels Imago et Dosigray.

Les coupes scanographiques étaient envoyées sur la console de dosimétrie. Le volume cible anatomoclinique (*clinical target volume*) correspondait à celui de l'ensemble du sein. La délimitation du volume cible anatomoclinique était effectuée sur chaque coupe transverse avec les constantes suivantes : 0 HU pour le niveau et 500 HU pour la fenêtre, en avant du muscle grand pectoral, en incluant au minimum l'ensemble du volume situé entre les fils de plomb délimitant la glande mammaire palpée. Le tissu mammaire visible radiologiquement au-delà de la limite des fils de plomb, a été inclus dans le volume cible anatomoclinique. Un espace de 5 mm entre la peau et le volume cible anatomoclinique a été maintenu pour des raisons dosimétriques. Le volume cible prévisionnel (*planning target volume*) correspondait au volume cible anatomoclinique plus une marge tridimensionnelle de 1 cm, en conservant un espace de 5 mm entre le volume cible prévisionnel et la surface cutanée. Les organes à risque (cœur, poumon droit, poumon gauche) ont été délimités en totalité.

Les caractéristiques des faisceaux tangentiels (angle du bras, rotation du collimateur, taille de champ, point d'entrée) déterminées lors de la simulation classique, ont été transférées au sein du logiciel de dosimétrie Dosigray. La dosimétrie bidimensionnelle a été effectuée à partir de ces paramètres. La dose a été délivrée au point de concours des faisceaux tangentiels, par des photons de 5 mV d'un accélérateur SL75/5 d'Elekta sans collimateur multilame avec un filtre en coin intégré dans le plan transverse. Des histogrammes dose-

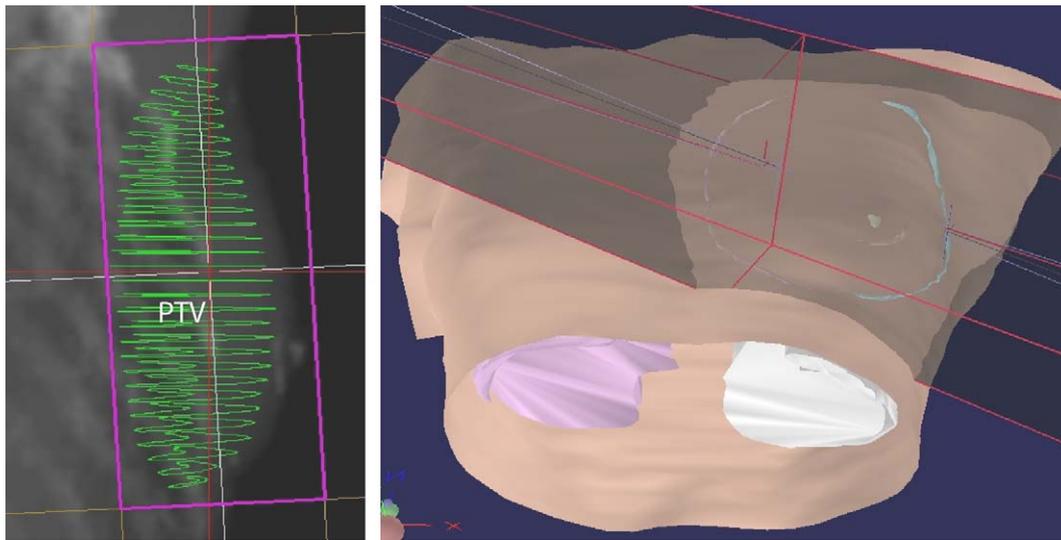


Fig. 2. Simulation virtuelle.
Fig. 2. Virtual simulation.

volume (HDV) ont été calculés pour le volume cible anatomoclinique, le volume cible prévisionnel, les poumons et le cœur. En parallèle, sur les mêmes coupes scanographiques, des faisceaux ont été créés à partir des DRR (*digitally-reconstructed radiographs*) et de la visualisation tridimensionnelle du volume cible prévisionnel (Fig. 2). Une marge supplémentaire de 8 mm, correspondant à la pénombre, était créée autour du volume cible prévisionnel. Le choix des caractéristiques balistiques reposait sur plusieurs nécessités : les faisceaux devaient englober l'ensemble du volume cible prévisionnel entouré de la marge physique, le volume des organes à risque irradiés devait être réduit au maximum, une fuite de 1 cm dans l'air était assurée, les faisceaux devaient être applicables cliniquement en évitant notamment d'irradier le sein controlatéral. Les données balistiques étaient enregistrées et comparées aux données de la simulation bidimensionnelle. Des histogrammes dose–volume ont été calculés pour le volume cible anatomoclinique, le volume cible prévisionnel, les poumons droit et gauche, le cœur.

3. Résultats

Quatorze patientes d'un âge moyen de 51,4 ans (26 à 65 ans) atteintes d'un cancer du sein, ont été incluses dans cette étude. La tumeur siégeait à gauche pour six patientes, à droite pour les huit autres. Sur le plan balistique, peu de différences ont été notées au niveau de l'angulation des faisceaux. Le faisceau tangentiel interne déterminé en simulation virtuelle était plus interne de 8 mm en moyenne (0 à 15 mm). Le faisceau externe tridimensionnel était plus externe de 8 mm en moyenne (0 à 25 mm). L'analyse de la dosimétrie bidimensionnelle montrait que dans tous les cas, plus de 95 % du volume cible anatomoclinique recevait au moins 95 % de la dose prescrite. Cependant, pour huit patientes sur 14 (57 %), moins de 85 % du volume cible prévisionnel rece-

vait 95 % de la dose prescrite. Les critères de qualité de l'irradiation définis par le rapport 50 de l'ICRU, où 95 % du volume cible prévisionnel doit recevoir 95 % de la dose prescrite (volume cible prévisionnel 95) n'étaient jamais respectés en simulation classique. En simulation virtuelle, les caractéristiques balistiques ont été définies de telle sorte que 95 % du volume cible prévisionnel reçoive au moins 95 % de la dose prescrite. Ainsi, le volume cible prévisionnel 95 était augmenté en moyenne de $17,6 \pm 9,7$ % en simulation tridimensionnelle par rapport à la simulation classique. Le pourcentage de volume cible anatomoclinique recevant une dose supérieure à 107 % de la dose prescrite était en moyenne de $21,3 \pm 12$ % en simulation classique et de 24 ± 11 % en simulation virtuelle.

3.1. Volume pulmonaire irradié

La *central lung distance* (CLD) correspond, sur la projection du faisceau tangentiel au niveau de l'axe, à la distance séparant la paroi thoracique de la limite postérieure du champ (Fig. 3). L'analyse des résultats de notre série montre une corrélation entre la CLD et le volume pulmonaire homolatéral recevant plus de 20 Gy (Fig. 4). Ce dernier dépassait 10 % pour une CLD de 2 cm, et 21 % pour une CLD de 3 cm. Il existait de même une étroite relation entre le volume pulmonaire homolatéral recevant plus de 30 Gy et la CLD. La CLD est donc un indicateur simple et fiable de l'importance du volume pulmonaire irradié. En simulation tridimensionnelle, le volume pulmonaire homolatéral recevant plus de 20 Gy était en moyenne de $16,4 \pm 5,1$ contre $9 \pm 2,9$ % en simulation classique. Le volume pulmonaire homolatéral recevant plus de 30 Gy atteignait en moyenne $14,2 \pm 4,9$ % en simulation tridimensionnelle contre $7,1 \pm 2,7$ % en simulation classique.

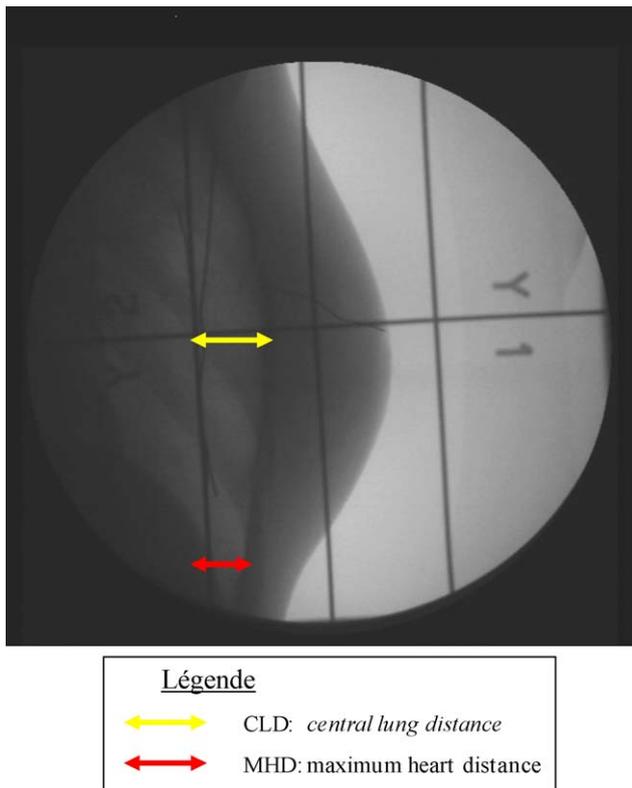


Fig. 3. Définition de la *central lung distance* et de la *maximum heart distance*.

Fig. 3. Definition of central lung distance and maximum heart distance.

3.2. Volume cardiaque irradié

Pour prédire la morbidité cardiaque de l'irradiation mammaire, certains auteurs [16,26,32,39] proposent l'utilisation d'indicateurs simples tels que la *maximum heart distance* (MHD). La MHD correspond, sur la projection du faisceau tangentiel, à la distance maximale entre le bord antérieur du cœur et la limite postérieure du faisceau (Fig. 3). Dans notre série, six patientes ont été prises en charge dans le cadre d'une néoplasie mammaire gauche. En simulation classique, la balistique des faisceaux était déterminée de telle sorte que la MHD

ne dépasse pas 1 cm. La prise en compte du volume cible prévisionnel en planification tridimensionnelle conduisait à l'irradiation d'un volume cardiaque plus important. Le volume cardiaque recevant plus de 10 Gy était en moyenne de $4,9 \% \pm 2,6$ en simulation tridimensionnelle contre $1,1 \pm 0,7$ % en simulation classique.

3.3. Simulation classique

L'ensemble des valeurs présentées dans la suite de ce travail résulte d'une planification dosimétrique optimisée sur trois coupes permettant d'ajuster l'angle du filtre en coin, en respectant les critères suivants : au moins 95 % du volume cible anatomoclinique reçoit 95 % de la dose prescrite, réduction du volume pulmonaire homolatéral irradié, respect si possible de l'homogénéité de dose (95 à 107 % de la dose prescrite).

Nous avons relevé la dose maximale dans le volume cible anatomoclinique, calculée en considérant successivement : trois coupes ($z = 0$, $z = +25$ et $z = -25$ % de la taille du champ), cinq coupes ($z = 0$; $z = +25$, $z = -25$, $z = +40$ et $z = -40$ % de la taille du champ), l'ensemble des coupes scanographiques réalisées (Fig. 5). En prenant en compte trois coupes, malgré l'optimisation, une dose maximale de plus de 107 % a été retrouvée chez 12 patientes (86 %). Pour quatre patientes (29 %), la dose maximale dépassait 110 % de la dose prescrite. La même analyse sur cinq coupes montrait que chez 13 patientes (93 %) la dose maximale était de plus de 107 % et chez 12 (86 %) elle dépassait 110 %. L'étude sur l'ensemble des coupes scanographiques montrait une dose maximale de plus de 107 % chez toutes les patientes et de plus de 110 % chez 93 % (13 patientes). En conclusion, la planification dosimétrique sur trois coupes scanographiques au cours d'une simulation classique ne permet pas d'apprécier de manière suffisamment précise les zones de surdosage. L'analyse fiable de l'homogénéité de dose nécessite la réalisation de cinq coupes avec deux coupes extrêmes passant par exemple à plus et moins 40 % de la taille du champ (Fig. 6). La prise en compte de l'ensemble des coupes scanographiques n'améliore pas l'analyse par rapport à une simulation bidimensionnelle à partir de cinq coupes.

L'analyse de la distribution de dose en fonction de la taille du volume cible anatomoclinique donnait plusieurs indications. En moyenne, 21,3 % (min. : 3,3 %, max. : 48 %) du volume cible anatomoclinique recevait une dose ≥ 107 % de la dose prescrite et 5,1 % (min. : 0 %, max. : 14,2 %) une dose ≥ 110 % de la dose prescrite. Le pourcentage de volume cible anatomoclinique recevant une dose supérieure à 110 % de la dose prescrite était fortement lié au volume du sein (coefficient de corrélation $r = 0,814$ (test de Spearman)) ainsi qu'à l'épaisseur du sein à l'axe (coefficient de corrélation $r = 0,675$ (test de Spearman)). La valeur de la dose maximale est de même liée au volume de sein ($r = 0,800$ (test de Spearman)) et à l'épaisseur du sein à l'axe ($r = 0,618$, (test de Spearman)). L'épaisseur du sein à l'axe est donc une donnée facilement mesurable permettant d'évaluer le pourcentage de

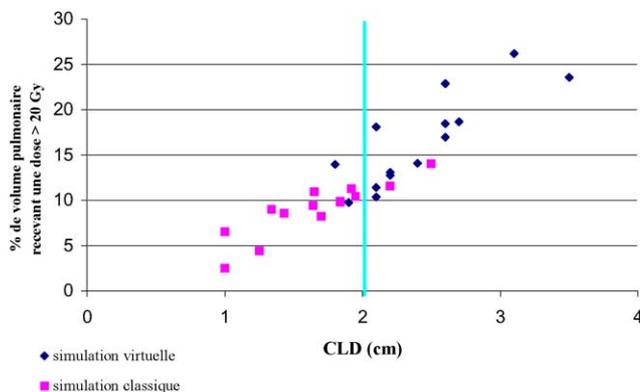


Fig. 4. Corrélation entre la *central lung distance* et volume pulmonaire homolatéral (VPH) recevant une dose supérieure à 20 Gy.

Fig. 4. Correlation between central lung distance and volume of homolateral lung receiving more than 20 Gy.

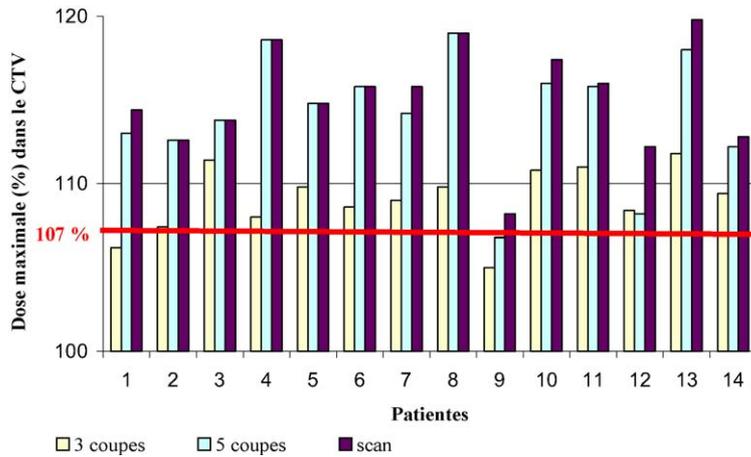


Fig. 5. Valeur de la dose maximale déterminée en prenant en compte trois coupes, cinq coupes et l'ensemble des coupes scanographiques. Fig. 5. maximal dose using three CT-scan cuts, five cuts ou all the cuts.

volume cible anatomoclinique qui recevra plus de 110 % de la dose prescrite.

4. Discussion

Cette étude prospective chez 14 patientes atteintes d'une néoplasie mammaire tente de comparer les avantages et inconvénients de la simulation conventionnelle et de la simulation virtuelle pour une irradiation du sein en technique DSP (Distance.Source-Pean).

En considérant le volume cible anatomoclinique, l'étude des histogrammes dose-volume n'a pas montré de différences fondamentales en termes d'homogénéité de dose entre les deux techniques de simulation. Comme dans les travaux de Krasin et Zackrisson [33,55], la simulation virtuelle per-

met une amélioration manifeste de la distribution de dose dans le volume cible prévisionnel, puisque le volume cible prévisionnel 95 était augmenté en moyenne de $17,6 \pm 9,7\%$ en simulation tridimensionnelle par rapport à la simulation classique. Cependant, le bénéfice clinique de la technique tridimensionnelle reste à préciser, compte tenu de l'excellente qualité du contrôle local déjà obtenu avec la technique classique [7,12,21,51]. De plus, il n'est pas possible de préciser sur les données actuelles, si les récurrences locales surviennent de manière préférentielle au niveau des zones de « sous-dosage ».

La planification tridimensionnelle permet-elle de diminuer le volume pulmonaire irradié ? Le rôle important du volume pulmonaire irradié dans la survenue de complications a été souligné [18,31]. Pour Kong et al. [32], ce volume peut être apprécié par des critères simples tels que la CLD.

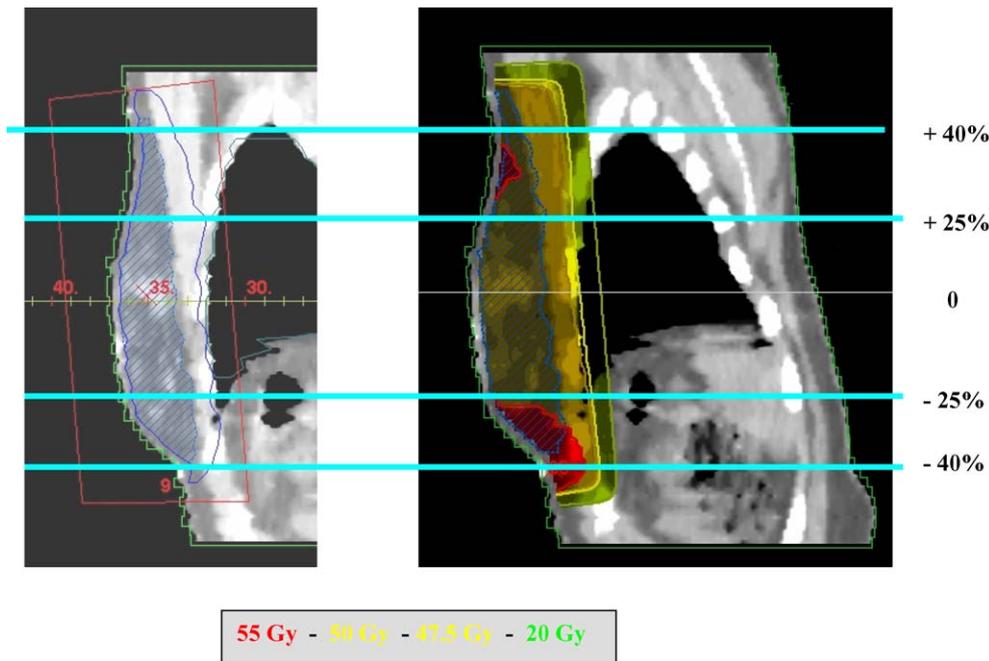


Fig. 6. Niveaux des coupes scanographiques et surdosage (dose prescrite 50 Gy). Fig. 6. CT-scan cuts and overdosage for a prescribed dose of 50 Gy.

La dose moyenne en Gy, délivrée au poumon homolatéral correspond à environ quatre fois la valeur de la CLD (en cm). Le pourcentage du volume pulmonaire homolatéral recevant 20 Gy est de l'ordre de dix fois la valeur de la CLD. Das et al. [16] ont de même montré que la CLD était un indicateur significatif pour l'irradiation du volume pulmonaire homolatéral. Les résultats de notre série vont tout à fait dans le sens de ces publications. En simulation classique, la prévention de la morbidité pulmonaire nécessite de limiter la CLD à 2 voire 2,5 cm. Dans notre série, en simulation virtuelle, l'irradiation homogène du volume cible prévisionnel défini par le volume cible anatomoclinique plus une marge de 1 cm, nécessite toujours de majorer le volume pulmonaire irradié par rapport à la simulation classique. L'importance de ce volume résulte de la taille de la marge considérée autour du volume cible anatomoclinique. L'un des moyens de réduire l'irradiation pulmonaire serait d'utiliser une technique conformationnelle avec mise en place de caches adaptés à la forme du volume cible prévisionnel. Dans une série de 11 patientes, Hurkmans et al. [29] ont comparé trois techniques d'irradiations : la technique classique avec des faisceaux tangentiels sans caches, la technique conformationnelle et la technique avec modulation d'intensité des faisceaux. L'auteur constate que les NTCP (*normal tissue complication probability*) pour les pneumopathies radiques restent faibles avec la technique classique (0,5 %). Cette valeur n'était pas réduite de manière significative par les techniques conformationnelles (0,4 %) ou avec modulation d'intensité (0,3 %).

La planification tridimensionnelle permet-elle de réduire le volume cardiaque irradié ? Parmi les multiples complications de l'irradiation cardiaque, la péricardite chronique constrictive et l'ischémie myocardique sont les plus fréquentes [24,25]. Les deux principaux facteurs responsables de la survenue de ces complications, sont le volume de cœur irradié et la dose totale délivrée. L'analyse des résultats de l'essai mené par Rutqvist et al. [45] a montré la relation entre la mortalité cardiaque et la distribution de dose dans le cœur. Plusieurs auteurs [23,26,27,37,39] ont montré une corrélation entre le risque de morbidité ou de mortalité cardiaque et le volume de cœur inclus dans les faisceaux tangentiels. Ce volume peut être estimé par un paramètre simple : la MHD. Pour Murren et al. [39], la morbidité et la mortalité cardiaques étaient significativement réduites si la MHD était inférieure à 1 cm. Dans l'étude de Hurkmans et al. [26], la probabilité de complication cardiaque augmentait significativement pour une MHD de 2 cm ou plus. La valeur des NTCP pour la mortalité cardiaque était inférieure à 1 % si la MHD ne dépassait pas 1 cm. Limiter la MHD à moins de 1 cm en simulation classique permettait donc de prévenir la toxicité cardiaque de l'irradiation. Dans notre série, en simulation virtuelle, l'irradiation homogène du volume cible prévisionnel tel qu'il est défini, n'a pu être obtenue qu'en majorant le volume cardiaque irradié.

4.1. Limites de la simulation virtuelle

La planification tridimensionnelle d'une irradiation passe d'abord par la définition des volumes cibles. Le volume cible

anatomoclinique correspond à l'ensemble du volume mammaire [47]. La délimitation de ce volume est complexe. L'utilisation de repères anatomiques de référence (sillon sous-mammaire, 1^{er} espace intercostal, ligne axillaire moyenne...) n'est pas suffisante [47]. La définition de volume cible anatomoclinique par palpation n'est pas optimale mais n'expose qu'à un faible risque d'erreur de localisation. La visibilité du tissu mammaire en tomодensitométrie est inconstante et dépend en grande partie de l'âge de la patiente [4]. Plusieurs auteurs [28,42,46] reconnaissent les difficultés à délimiter le volume cible anatomoclinique et les erreurs inter- et intraobservateurs qui en découlent. La détermination du volume cible prévisionnel nécessite la définition de marges de sécurité autour du volume cible anatomoclinique [30]. Grâce au développement de l'imagerie portale, de nombreux auteurs se sont intéressés à la reproductibilité de la mise en place des faisceaux tangentiels. Les erreurs de repositionnement sont en grande partie liées au matériel de contention utilisé. Plusieurs études avec un système de contention en *α-cradle* montrent le caractère négligeable des erreurs intrafractions [5,8,13,19]. Les variations interfractions restent de l'ordre de 5 mm [3]. En l'absence de moyens de contention particulier, l'utilisation quotidienne de l'imagerie portale permet de limiter à moins de 5 mm les incertitudes de positionnement interfractions [34,35,38]. La prise en compte des mouvements respiratoires est nécessaire lors de la détermination de marges autour du volume cible anatomoclinique. Pour certains auteurs, l'utilisation de l'imagerie portale pour un contrôle on line du traitement permet de limiter les incertitudes liées aux mouvements respiratoires [13,22,50]. L'utilisation d'une technique de blocage respiratoire en inspiration permet également de réduire les variations respiratoires intrafractions ($1,4 \pm 1,6$ mm) [41,43,44]. Dans notre étude, l'utilisation de la planification tridimensionnelle permet d'obtenir une distribution de dose de meilleure qualité dans le volume cible prévisionnel, au détriment d'une irradiation d'un volume cardiaque et pulmonaire plus important. L'emploi de techniques conformationnelles avec caches optimisés [2,29], ou l'utilisation de la modulation d'intensité [36,48,53,55] serait susceptible d'améliorer encore d'avantage la dosimétrie. Ces techniques complexes nécessitent, outre des équipes entraînées, l'utilisation de moyens de contention adaptés et un contrôle de qualité extrêmement rigoureux. Leur application en routine n'est donc pas envisageable à l'heure actuelle. Il faut rappeler que dans notre série, le volume cible anatomoclinique est irradié de manière satisfaisante quelle que soit la technique de simulation utilisée. À l'inverse, avec la balistique déterminée en simulation bidimensionnelle, le volume cible prévisionnel ne reçoit jamais 95 % de la dose prescrite. La définition de ce volume est-elle donc adaptée ?

4.2. Optimisation de la simulation conventionnelle

Si l'excellence des résultats cliniques de l'irradiation mammaire conventionnelle n'est pas contestable [7,12,21,52], des améliorations techniques pour l'obtention d'une meilleure dis-

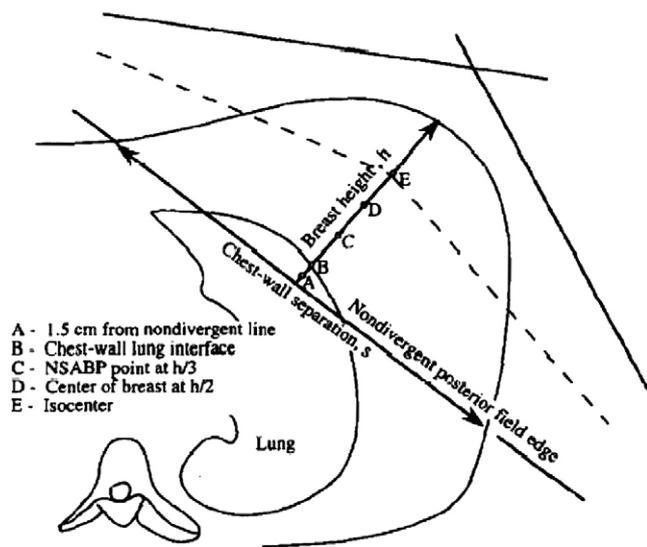


Fig. 7. Schéma des différents points de prescription de la dose lors d'une irradiation mammaire par deux faisceaux tangentiels, d'après Das et al. [15].
Fig. 7. Different prescription points for an irradiation using two tangential fields according to Das et al. [15].

tribution de dose peuvent être envisagées [1]. Dans notre série, l'hétérogénéité de dose et la valeur de la dose maximale sont corrélées au volume de sein et à l'épaisseur du sein à l'axe. Cette corrélation a été retrouvée dans d'autres séries de la littérature [6,40]. Il faut souligner l'importance de prendre en compte dans l'analyse dosimétrique, la position du point de prescription, variable suivant les équipes [15] (Fig. 7).

Comment apprécier au mieux cette hétérogénéité de dose ? Pour Cheng et al. [9], l'analyse dosimétrique sur trois coupes scanographiques est fiable pour les seins de petite taille. L'augmentation du volume mammaire nécessite la réalisation de coupes supplémentaires [54]. Dans notre étude, l'analyse dosimétrique sur trois coupes scanographiques sous-estimait l'importance des zones de surdosage. Leur localisation et leur étendue dépendent de plusieurs paramètres : le volume du sein, la forme du sein et de la paroi thoracique, l'angle du filtre en coin utilisé. La réalisation de cinq coupes dont deux passant à plus et moins 40 % de la taille du champ nous a permis d'estimer le surdosage comme avec une scanographie complète. La planification de traitement effectuée à partir de cinq coupes permet donc d'obtenir une distribution de dose optimale. La réalisation d'une scanographie complète en position de traitement n'est donc pas indispensable d'autant qu'elle impose des contraintes de positionnement liées à la taille du sein et au diamètre de l'anneau du scanner.

5. Conclusion

La grande fréquence du cancer du sein, le rôle primordial de la radiothérapie dans sa prise en charge et la toxicité potentielle de ce traitement, expliquent le nombre de travaux consacrés aux améliorations techniques potentielles de ce traitement. La conception virtuelle de la planification de traitement

se heurte à plusieurs difficultés. La détermination du volume cible anatomoclinique est complexe et nécessite d'associer clinique et imagerie. Le choix de marges autour du volume cible anatomoclinique n'est pas standardisé, dépendant essentiellement du matériel de contention utilisé et des moyens mis en œuvre pour le contrôle de qualité du traitement. Compte tenu de ces incertitudes sur les volumes, le respect des normes ICRU devient difficilement compatible avec la préservation des organes à risque. Pourtant l'excellence des résultats cliniques obtenus avec les techniques classiques témoigne de la qualité des traitements effectués. Il faut donc probablement reconsidérer la notion de volume cible prévisionnel au cours des irradiations mammaires. Les simulations bidimensionnelles peuvent être optimisées sans avoir recours à une scanographie complète en position de traitement. Le respect de paramètres géométriques simples ($CLD \leq 2$ cm et $MHD \leq 1$ cm) permet de limiter la toxicité cardiaque et pulmonaire de l'irradiation. La prise en compte de cinq coupes scanographiques ($z = 0$, $z = +25$, $z = -25$, $z = +40$ et $z = -40$ % de la taille du champ) permet de déterminer l'angle du filtre en coin à utiliser pour améliorer l'homogénéité de dose, et d'estimer de manière fiable la dose maximale et l'étendue du surdosage.

Références

- [1] Aref A, Thornton D, Youssef E, He T, Tekyi-Mensah S, Denton L, et al. Dosimetric improvements following 3D planning of tangential breast irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;48:1569–74.
- [2] Baglan KL, Sharpe MB, Jaffray D, Frazier RC, Fayad J, Kestin LL, et al. Accelerated partial breast irradiation using 3D conformal radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;55:302–11.
- [3] Baroni G, Garibaldi C, Scabini M, Riboldi M, Catalano G, Tosi G, et al. Dosimetric effects within target and organs at risk of interfractional patient mispositioning in left breast cancer radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004;59:861–71.
- [4] Bentel G, Marks LB, Hardenbergh P, Prosnitz L. Variability of the location of internal mammary vessels and glandular breast tissue in breast cancer patients undergoing routine CT-based treatment planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;44:1017–25.
- [5] Bohmer D, Feyer P, Harder C, Korner M, Sternemann M, Dinges S, et al. Verification of setup deviation in patients with breast cancer using portal imaging in clinical practice. *Strahlenther Onkol* 1998;174:36–9.
- [6] Buchholz TA, Gurgoze E, Bice XS, Prestidge BR. Dosimetric analysis of intact breast irradiation in off-axis planes. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;39:261–7.
- [7] Gage I, Recht A, Gelman R, Nixon AJ, Silver B, Bornstein BA, et al. Long-term outcome following breast-conserving surgery and radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995;33:245–51.
- [8] Carter DL, Marks LB, Bentel GC. Impact of setup variability on incidental lung irradiation during tangential breast treatment. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;38:109–15.
- [9] Cheng C, Das IJ, Stea B. The effect of the number of computed tomography slices on the dose distributions and the evaluation of the treatment planning systems for the radiation therapy of intact breast. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1994;30:183–95.
- [10] Cheng CW, Das IJ, Stea B. The effect of the number of computed tomographic slices on the distribution and evaluation of treatment planning system for radiation therapy of intact breast. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1994;30:183–95.

- [11] Chin LM, Cheng CW, Siddon RL, Rice RK, Mijnheer NJ, Harris JR. Three-dimensional photon dose distributions with and without corrections for tangential breast intact treatments. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1989;17:1327–35.
- [12] Clark R, McCulloch P, Levine M, Lupa M, Willeissson RH, Mahoney LJ, et al. Randomized clinical trial to assess the effectiveness of breast irradiation following lumpectomy and axillary dissection for node negative breast cancer. *J Natl Cancer Inst* 1992;84:683–9.
- [13] Creutzberg CL, Althof VG, Huizenga H, Visser AG, Levendag PC. Quality assurance using portal imaging: the accuracy of patient positioning in irradiation of breast cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;25:529–39.
- [14] Cuzick J, Stewart H, Rutqvist L, Houghton J, Edwards R, Redmond C, et al. Cause-specific mortality in long-term survivors of breast cancer who participated in trials of radiotherapy. *J Clin Oncol* 1994;12:447–53.
- [15] Das IJ, Cheng CW, Fein DA, Fowble B. Patterns of dose variability in radiation prescription of breast cancer. *Radiother Oncol* 1997;44:83–9.
- [16] Das IJ, Cheng EC, Freedman G, Fowble B. Lung and heart dose volume analyses with CT simulator in radiation treatment of breast cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;42:11–9.
- [17] Early Breast Cancer Trialists' Collaborative Group. Favourable and unfavourable effects on long-term survival of radiotherapy for early breast cancer: an overview of the randomised trials. *Lancet* 2000;355:1757–70.
- [18] Emami B, Lyman J, Brown A, Coia L, Goitein M, Men Zen Zider JM, et al. Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1991;21:109–22.
- [19] Fein DA, McGee KP, Schultheiss TE, Fowble BL, Hanks GE. Intra and interfractional reproducibility of tangential breast fields: a prospective on-line portal imaging study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996;34:733–40.
- [20] Fischer B, Anderson S, Bryant J, Margdese RG, Deutsch M, Fisher ER, et al. Twenty-year follow-up of a randomized trial comparing total mastectomy, lumpectomy and lumpectomy plus irradiation for the treatment of invasive breast cancer. *N Engl J Med* 2002;347:1233–41.
- [21] Fowble BL, Solin LJ, Schultz DJ, et al. Ten year results of conservative surgery and irradiation for stage I and II breast cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1990;21:269–77.
- [22] Frazier RC, Vicini FA, Sharpe MB, Yan D, Fayad J, Baglan KL, et al. Impact of breathing motion on whole breast radiotherapy: a dosimetric analysis using active breathing control. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004;58:1041–7.
- [23] Gagliardi G, Lax I, Söderström S, Gyenes G, Rutqvist LE. Prediction of excess risk of long-term cardiac mortality after radiotherapy of stage I breast cancer. *Radiother Oncol* 1998;46:63–71.
- [24] Giraud P, Cosset JM. Radiation toxicity to heart: physiopathology and clinical data. *Bull Cancer* 2004;91:S147–53.
- [25] Gyenes G, Gagliardi G, Lax I, Fornander T, Rutqvist LE. Evaluation of irradiated heart volumes in stage I breast cancer in patients treated with postoperative adjuvant radiotherapy. *J Clin Oncol* 1997;15:1348–53.
- [26] Hurkmans CW, Borger JH, Bos LJ, van der Horst A, Pieters BR, Lebesque JV, et al. Cardiac and lung complication probabilities after breast cancer irradiation. *Radiother Oncol* 2000;55:145–51.
- [27] Hurkmans CW, Borger JH, Giersbergen A, Cho J, Mijnheer BJ. Implementation of a forearm support to reduce the amount of irradiated lung and heart in radiation therapy of breast. *Radiother Oncol* 2001;61:193–6.
- [28] Hurkmans CW, Borger JH, Pieters BR, Russell NS, Jansen EPM, Mijnheer BJ. Variability in target volume delineation on CT scans of the breast. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;50:1366–72.
- [29] Hurkmans CW, Cho J, Damen E, Zijp L, Mijnheer BJ. Reduction of cardiac and lung complication probabilities after breast irradiation using conformal radiotherapy with or without intensity modulation. *Radiother Oncol* 2002;62:163–71.
- [30] Hurkmans CW, Remeijer P, Lebesque JV, Mijnheer BJ. Setup verification using portal imaging: review of current clinical practice. *Radiother Oncol* 2001;58:105–20.
- [31] Hurkmans CW, Saarnak AE, Pieters BR, Borger JH, Bruinvis IAD. An improved technique for breast cancer irradiation including locoregional lymph nodes. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;47:1421–9.
- [32] Kong FM, Klein EE, Bradley JD, Mansur DB, Taylor ME, Perez CA, et al. The impact of central lung distance, maximal heart distance, and radiation technique on the volumetric dose of the lung and heart for intact breast irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;54:963–71.
- [33] Krasin M, McCall A, King S, Olson M, Enami B. Evaluation of a standard breast tangent technique: a dose volume analysis of tangential irradiation using three-dimensional tools. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;4:327–33.
- [34] Kron T, Lee C, Perera F, Yu E. Evaluation of intra and inter fraction motion in breast radiotherapy using electronic portal cine imaging. *Technol Cancer Res Treat* 2004;3:443–9.
- [35] Lirette A, Pouliot J, Aubin M, Larochelle M. The role of electronic portal imaging in tangential breast irradiation: a prospective study. *Radiother Oncol* 1995;37:241–5.
- [36] Lomax AJ, Cella L, Weber D, Kurtz JM, Miralbell R. Potential role of intensity-modulated photons and protons in the treatment of the breast and regional nodes. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;55:785–92.
- [37] Lu HM, Cash E, Chen MH, Chin L, Manning WJ, Harris J, et al. Reduction of cardiac volume in left breast treatment fields by respiratory maneuvers: a CT-study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;47:895–904.
- [38] Mitine C, Dutreix A, van der Schueren E. Tangential breast irradiation: influence of technique of setup on transfer errors and reproducibility. *Radiother Oncol* 1991;22:308–10.
- [39] Muren LP, Mastrand G, Hafslund R, Anker G, Dahl O. Cardiac and pulmonary doses and complication probabilities in standard and conformal tangential irradiation in conservative management of breast cancer. *Radiother Oncol* 2002;:173–83.
- [40] Neal AJ, Torr M, Heyler S, Yarnold JR. Correlation of breast dose heterogeneity with breast size using 3D CT planning and dose-volume histograms. *Radiother Oncol* 1995;34:210–8.
- [41] Pedersen AN, Korreman S, Nyström H, Specht L. Breathing adapted radiotherapy of breast cancer: reduction of cardiac and pulmonary doses using voluntary inspiration breath-hold. *Radiother Oncol* 2004;72:53–60.
- [42] Pitkänen MA, Holli KA, Ojala AT, Laippala P. Quality assurance in radiotherapy of breast cancer. *Acta Oncol (Madr)* 2001;40:50–5.
- [43] Remouchamps VM, Letts N, Yan D, Vicini FA, Moreau M, Zielinski JA, et al. Three-dimensional evaluation of intra and interfraction immobilization of lung and chest wall using active breathing control: a reproducibility study with breast cancer patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;57:968–78.
- [44] Remouchamps VM, Vicini FA, Sharpe MB, Kestin LL, Martinez AA, Wong JW. Significant reductions in heart and lung doses using deep inspiration breath hold with active breathing control and intensity-modulated radiation therapy for patients treated with locoregional irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;55:392–406.
- [45] Rutqvist LE, Lax I, Fornander T, Johansson H. Cardiovascular mortality in a randomized trial of adjuvant radiation therapy versus surgery alone in primary breast cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1992;22:887–96.
- [46] Severin D, Connors S, Thompson H, Rathee S, Stavrev P, Hanson J. Breast radiotherapy with inclusion of internal mammary nodes: a comparison of techniques with 3D planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;55:633–44.

- [47] Valdagni R, Italia C, Montanaro P, Ciocca M, Morandi G, Salvadori B. Clinical target volume localisation using conventional methods (anatomy and palpation) and ultrasonography in early breast cancer postoperative external irradiation. *Radiother Oncol* 1997;42:231–7.
- [48] Van Asselen B, Raaijmakers CPJ, Hofman P, Legendijk JJW. An improved breast irradiation technique using 3D geometrical information and intensity modulation. *Radiother Oncol* 2001;58:341–7.
- [49] Van Dongen JA, Voogd AC, Fentiman IS, Legrand C, Silvester RJ, Tong D, et al. Long term results of a randomized trial comparing breast-conserving therapy with mastectomy: European Organisation for Research and Treatment of cancer 10801 trial. *J Natl Cancer Inst* 2000;9:1143–50.
- [50] Van Tienhoven G, Lanson JH, Crabeels D, Heukelom S, Mijnheer BJ. Accuracy in tangential breast treatment setup: a portal imaging study. *Radiother Oncol* 1991;22:317–22.
- [51] Veronesi U, Banfi A, Salvadori B, Luini A, Saccozzi R, Zucoli R, et al. Breast conservation is a treatment of choice in small breast cancer: Long term results of a randomized trial. *Eur J Cancer* 1990;26:668–70.
- [52] Veronesi U, Cascinelli N, Mariani L, Greco M, Saccozzi R, Luini A, et al. Twenty-year follow-up of a randomized study comparing breast-conserving surgery with radical mastectomy for early breast cancer. *N Engl J Med* 2002;347:1227–32.
- [53] Vicini FA, Sharpe M, Kestin L, Martinez A, Wong J. Intensity-modulated radiation therapy for breast cancer. *Am J Cancer* 2002;1:237–45.
- [54] Vincent D, Beckham W, Delaney G. An assessment of the number of CT slices necessary to plan breast radiotherapy. *Radiother Oncol* 1999;52:179–83.
- [55] Zackrisson B, Arevärn M, Karlsson M. Optimized MLC-beam arrangements for tangential breast irradiation. *Radiother Oncol* 2000;54:209–12.