

Apport de la délimitation des aires ganglionnaires et inclusion dans l'irradiation de la glande mammaire.

R. BELSHI ^{1,2}, J. M. VANNETZEL ¹

¹ Institut du Sein Henri Hartmann (ISHH)
Clinique Hartmann
26 rue des Dames Augustines
92200 Neuilly Sur Seine

² CHI de Poissy Saint Germain en Laye.
Service de radiothérapie
20 rue Armagis
78100 Saint Germain en Laye

Introduction

Pourquoi réaliser les contours des volumes cibles pour le sein ?

Pour maîtriser la qualité des traitements d'irradiation du sein suite à l'utilisation d'un scanner dédié au service de radiothérapie (diamètre de 70cm) qui a modifié le positionnement du patient sur le plan incliné.

Quel intérêt ?

Remise en question importante sur l'ensemble de la prise en charge de la technique traditionnelle.

Matériels et méthode

Le travail présenté est appliqué dans deux centres de radiothérapie : Clinique Hartmann ⁽¹⁾ et CHI de Poissy Saint Germain en Laye ⁽²⁾. Les scanners utilisés sont de la société Siemens ¹SOMMATOM Plus 4 et ²SENSATION 16. Les logiciels de calcul utilisés sont ¹Pinnacle version 7.4b et ²Xio version 4.2 avec ²FOCAL version xxxx.

Les appareils de traitements ²ORION X4MV (sans collimateur multi lames : CML), deux ¹CLINAC X8MV (CML de 80 lames) de la société Varian, et deux ²PRIMUS X6MV (CML de 58 lames) de la société Siemens. Les plans inclinés en fibre de carbone (MP xxx) ainsi que les contentions sont de la société MED-TEC.

Pour les **aires ganglionnaires mammaires**, dans la définition du VCI et du VCP quelque soit le VCA, le volume pulmonaire ainsi que la peau sont considérés comme des structures infranchissables par l'expansion.

Les marges appliquées sur le VCA sont décrites dans le tableau I ci-dessous.

Marges (en mm) appliquées autour des aires sous et sus claviculaires, la chaîne mammaire et l'aisselle						
Direction	Antérieur	Postérieur	Tête	Pied	Sein traité	Sein contra latéral
VCI cmi	3	3 -sauf poumon	2	2	0	25
VCI sscl	3	3 -sauf poumon	2	2	0	0
VCI axillaire	3	3	2	4	5	0
VCP total	2	2	2	4	2	2

Tableau I. Marges appliquées sur le VCA pour créer le VCI et ensuite sur le VCI pour déterminer le VCP

Concernant le **lit tumoral**, les marges appliquées pour définir le VCI et le PTV dépendent fortement de son emplacement dans le sein et de la grandeur et de la densité du sein. En général une marge 3D (non uniforme) de 5-10 mm et appliqué pour le VCI et ensuite une expansion de 5mm pour définir le VCP.

La délimitation précise de la **glande mammaire** semble une tâche difficile et l'application des notions de VCA, VCI et VCP amènent à une irradiation importante du volume pulmonaire. Dans notre pratique c'est cette contrainte qui nous limite à une appréciation clinique de ce volume.

Deux exemples significatifs sont pris à l'étude, traitement du sein avec :

- A- les aires de la chaîne mammaire interne (**CMI**) et sous/sus claviculaire (**SSCL**),
- B- l'ensemble des aires ganglionnaires mammaire axillaire inclus (**AX-SSCL**)

A- Traitements de la glande mammaire et des aires de la chaîne mammaire interne et sous/sus claviculaire

Dans la technique traditionnelle la CMI-SSCL et irradié par un champ mono isocentre afin d'éviter la jonction de la CMI et des SSCL comme illustré dans la figure n°1a. Afin de diminuer le volume des organes à risque irradié à plus de 20 Gy nous sommes obligé d'utiliser le faisceau d'électrons pour une partie de traitements. Concernant les champs tangentiels, ils doivent assurer l'irradiation du lit tumoral comme illustré dans la figure 1b ci dessous.

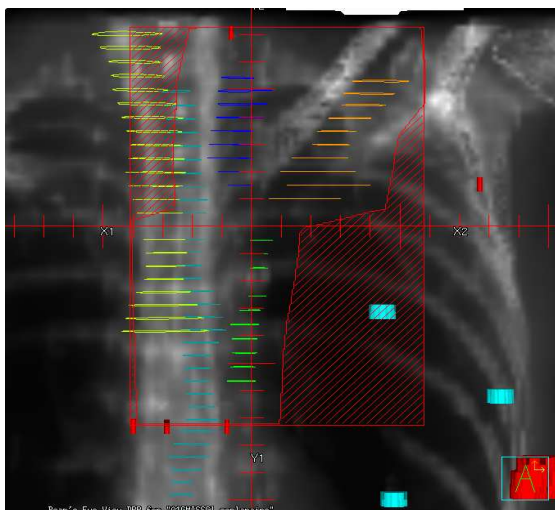


Figure n° 1a. Champ CMI-SSCL classique. L'œsophage est en bleu clair et la trachée en jaune

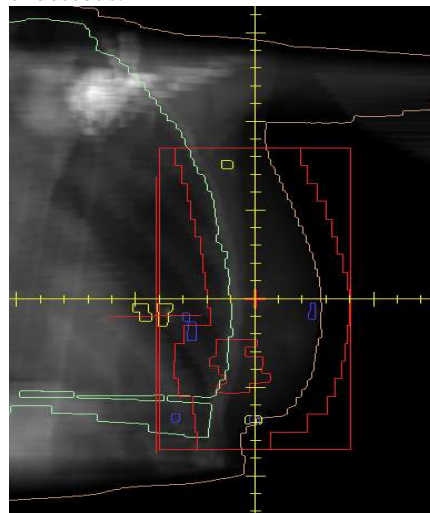


Figure n°1b. Champ tangentiel interne. Le lit tumoral est situé dans la partie interne de la paroi thoracique.

L'homogénéisation de la dose dans la glande mammaire est réalisé grâce à la technique de STEP and SHOOT illustrée par la figure 1c ci-dessous.

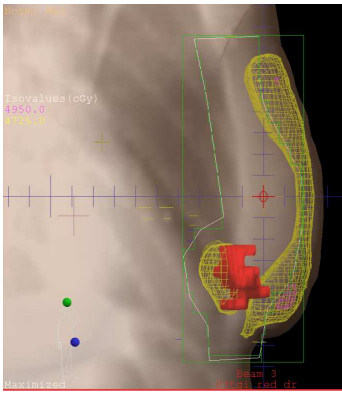


Figure n°1c. L'utilisation des iso doses 105% en jaune et 110% en violet pour déterminer la forme des champs tangentiel réduits. Nous évitons de cacher le lit T pour des champs réduits.

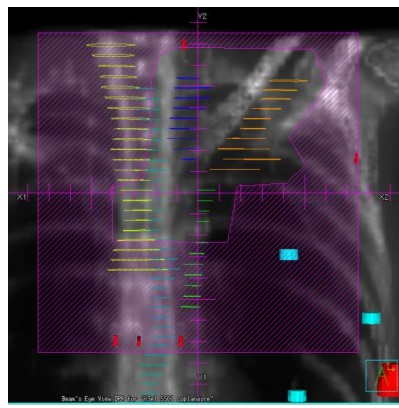


Figure n° 2a. Champ en électrons de 12MeV traitant le reste de la CMI et les aires sus (en couleur bleu) et sous clavulaire (en couleur marron).

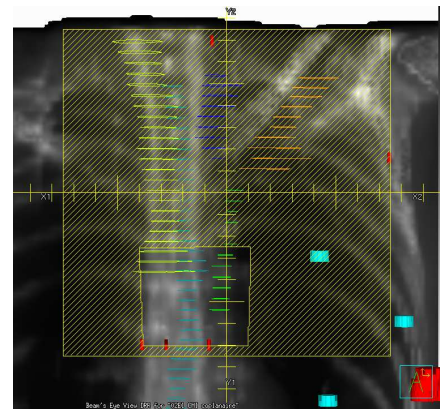


Figure n° 2b. Champ (CMI inférieure) réalisé en électrons 9MeV traitant la chaîne mammaire interne en couleur verte.

Afin de diminuer le volume des organes à risque irradié à plus de 20 Gy nous sommes obligés d'utiliser le faisceau d'électrons pour une partie des traitements. La délimitation des contours permet d'adapter l'énergie des électrons selon la profondeur des aires ganglionnaires telle que c'est illustré dans la figure n°2a, 2b.

L'intérêt de l'association photons électrons est illustré par l'histogramme dose volume cumulatif (HDV) de la figure n°3.

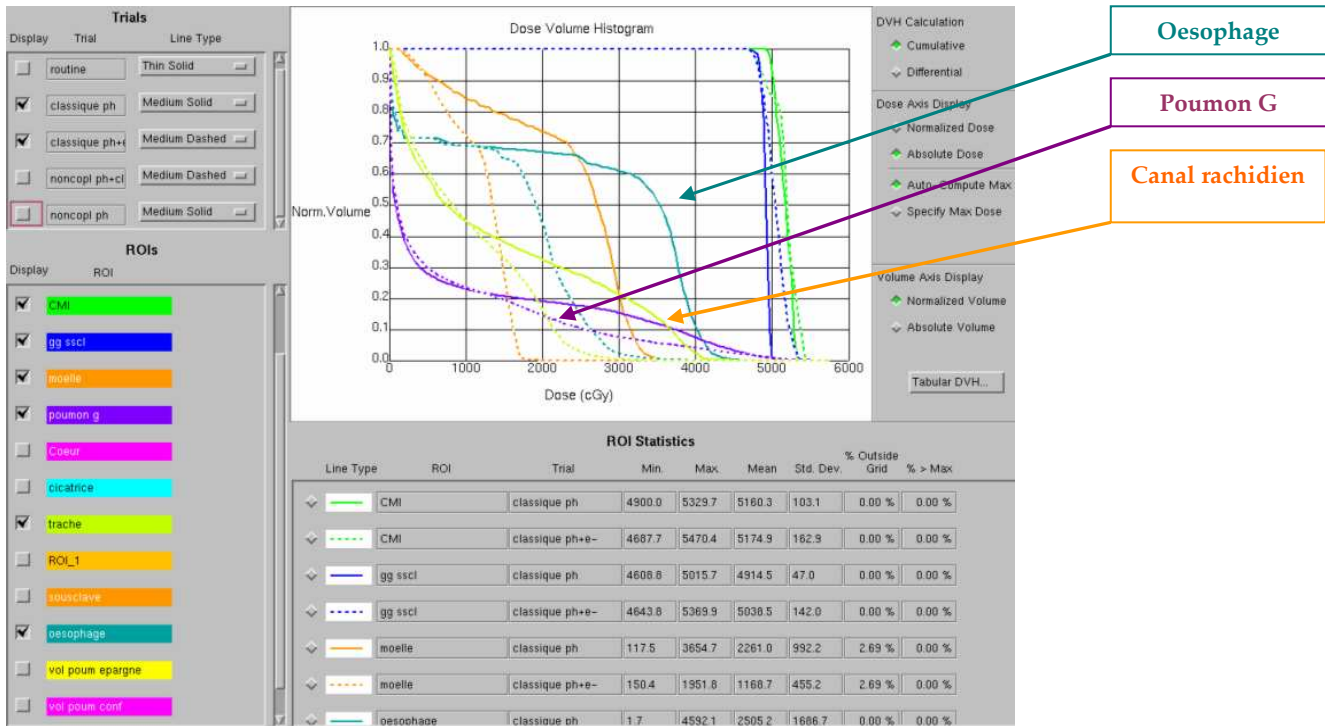


Figure n° 3. Intérêt de l'association photons-électrons dans la technique classique. HDV cumulatives pour un seul faisceau CMI-SSCL. En traits pleins 50Gy en photons exclusivement pour le faisceau CMI SSCL et en pointillé l'association coplanaire 25 Gy en photons et 25 Gy en électrons (la trachée est indiquée en jaune, les aires sus clavulaire en bleu et la CMI en vert).

Pour les patients fortes (l'utilisation des électrons est exclu) nous réalisons un seul faisceau en photons non coplanaire telle que c'est illustré dans les figures 4a et 4b.

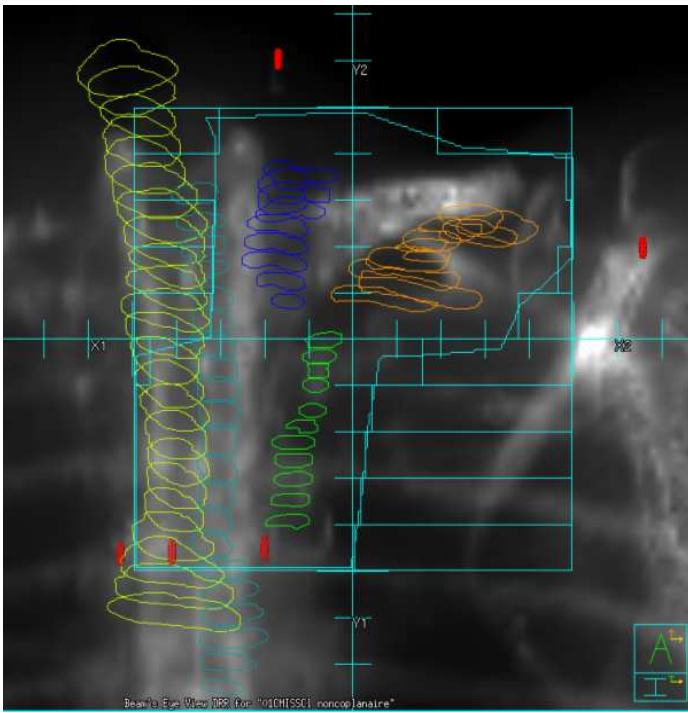


Figure n° 4a. Champ CMI-SSCL non coplanaire: socle de table 90° et bras 15°-35° (ici 30°).

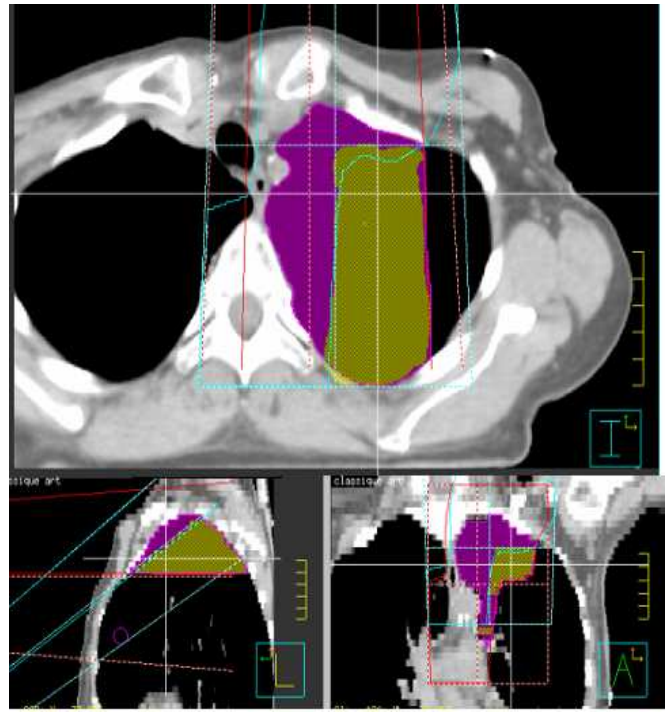


Figure n° 4b. Les traits en rouge représentent le faisceau CMISSCL classique et en bleu clair le non coplanaire. La surface hachurée en jaune représente la partie du volume pulmonaire épargné grâce à la technique non coplanaire

L'intérêt de ce faisceau non coplanaire est mis en évidence par le HDV cumulatif de la figure n°5.

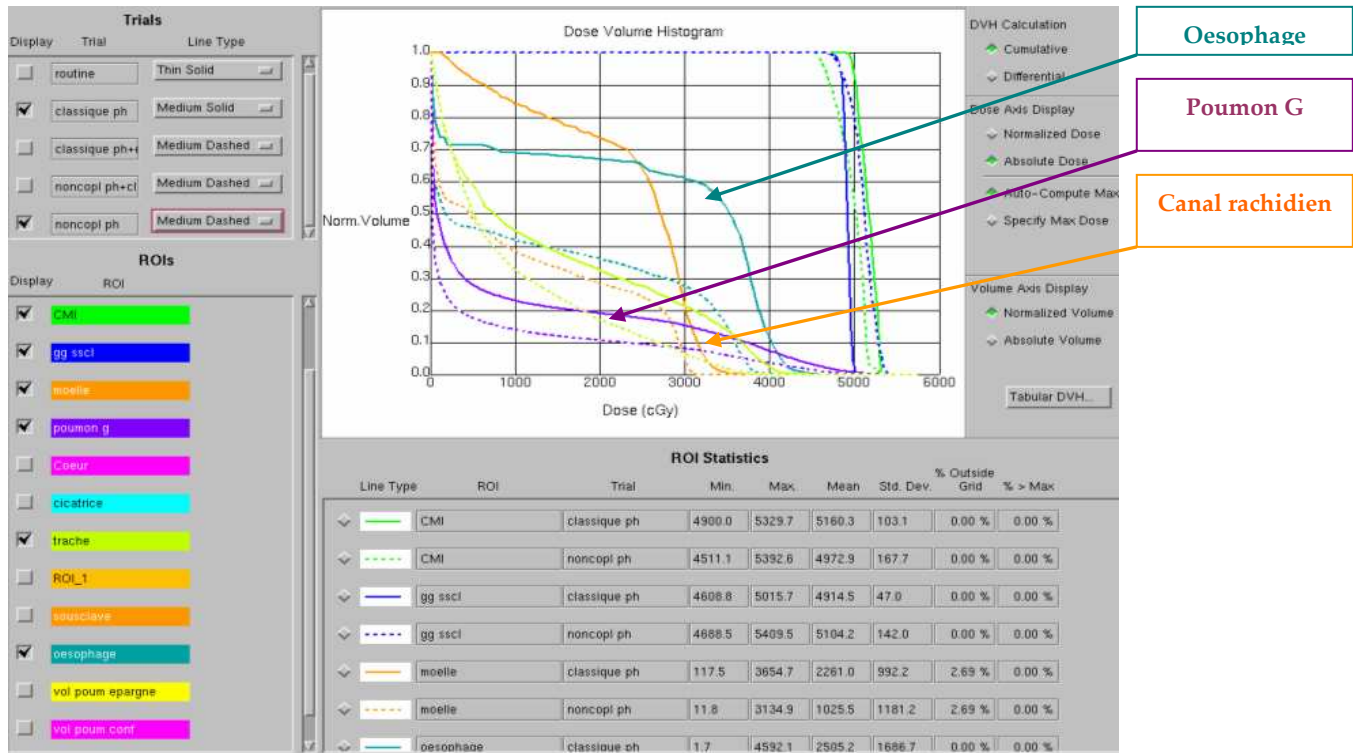
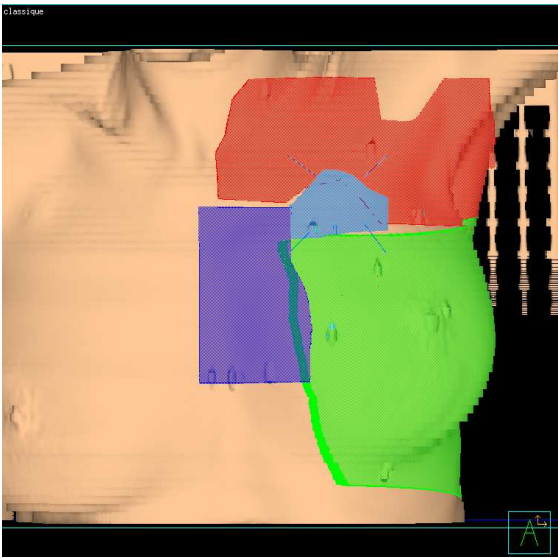


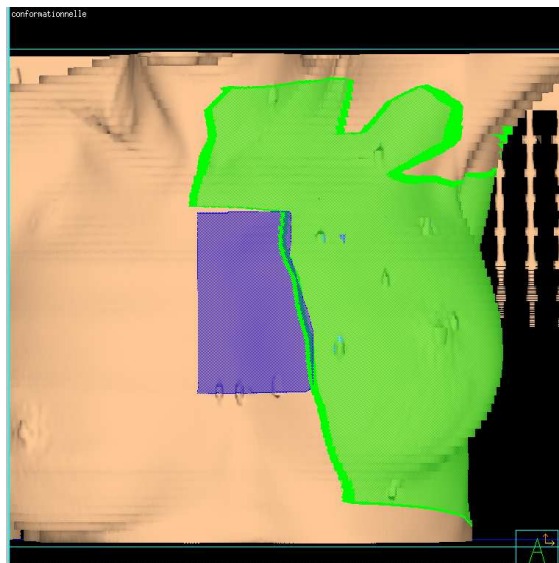
Figure n° 5. HDV pour un traitement à 50 Gy (exclusivement en photons) aux ganglions de la CMI-creux sus claviculaires. Les traits pleins correspondant à la technique classique, les pointillés à l'utilisation d'un faisceau non coplanaire.

B - Traitements de la glande mammaire et des aires de la CMI, SSCL et axillaire.

La technique traditionnelle illustré dans la figure n°6a présente de nombres jonctions. Notre technique améliorée, illustre dans la figure 6b, diminue le nombre des jonctions mais exige une mise en place encore plus soignée au poste de traitement. Son intérêt par rapport à la technique traditionnelle s'illustre aussi par les HDV de la figure n° 7.



a. Technique classique



b. Technique amélioré

Figure n°6. Jonctions à la peau pour le traitement de la glande mammaire et de l'ensemble des aires ganglionnaires mammaire.

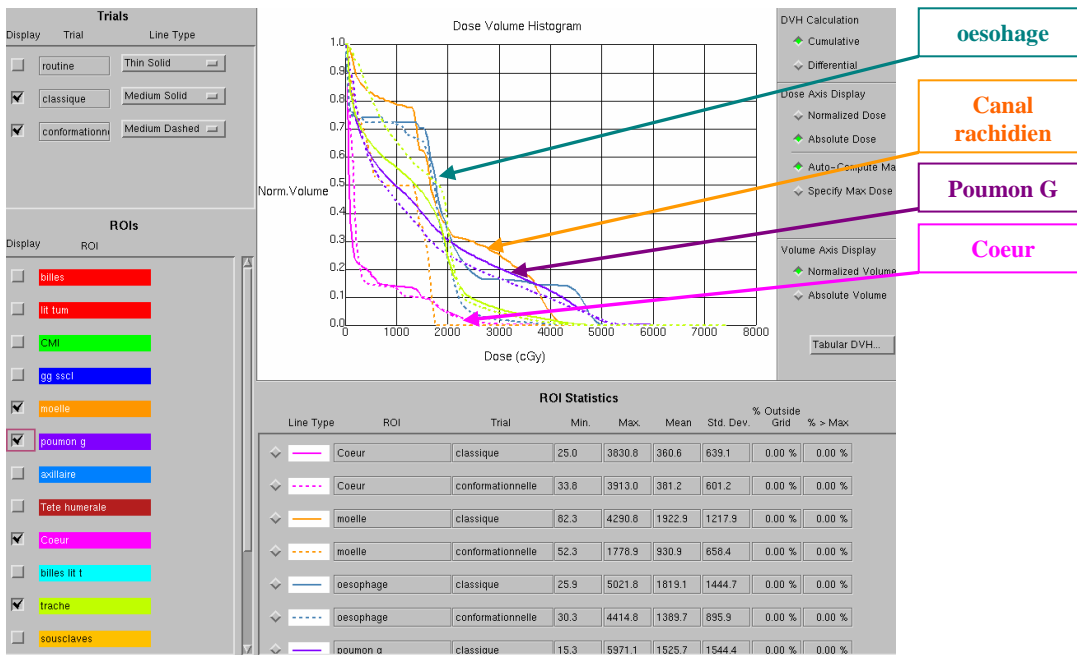


Figure n° 7. HDV cumulatif pour un traitement du sein avec AX-SSCL et CMI à 50 Gy. En traits épais le traitement classique et en pointillé la technique conformationnelle (les aires ganglionnaires sauf la CMI sont incluses dans les champs tangentiels). La trachée est illustrée en jaune

Résultats et discussions

La délimitation des aires ganglionnaires et des organes à risque permet de réaliser une radiothérapie de conformation.

A) Le traitement du sein incluant les ganglions de la CMI et des aires sus et sous claviculaire :

En mettant en place la délimitation systématique des aires ganglionnaires, principalement de la CMI, nous avons constaté le «décalage» (parfois considérable) par rapport à une mise en place clinique comme nous la pratiquions antérieurement. Les ganglions de CMI pouvaient fréquemment se trouver dans la région de pénombre, *voire en bordure du faisceau*. De même, le souci de protéger la trachée pouvait amener à sous-traiter la partie interne des ganglions sus claviculaires.

Nous pratiquons l'association classique photons-électrons si la profondeur des aires sus claviculaires ne dépasse pas les 50 mm, sinon la seule possibilité reste l'utilisation des photons seuls en conformationnelle (non coplanaire).

La synthèse de la comparaison du traitement traditionnel en photons avec celui non coplanaire ainsi que avec l'association photons électrons, exprimée par le pourcentage des volumes qui reçoit la dose 10Gy (V10), 20Gy (V20), 30Gy (V30) et 35Gy (V35), est détaillée dans le tableau II ci-dessous

% du volume irradié	Poumon				Œsophage				Trachée				Moelle			
	V ₁₀	V ₂₀	V ₃₀	V ₃₅	V ₁₀	V ₂₀	V ₃₀	V ₃₅	V ₁₀	V ₂₀	V ₃₀	V ₃₅	V ₁₀	V ₂₀	V ₃₀	V ₃₅
50Gy en X copl.	23%	19%	16%	11%	69%	67%	60%	50%	45%	33%	22%	12%	84%	74%	23%	2%
50Gy en X non copl.	14%	11%	8%	6%	42%	38%	30%	20%	33%	17%	8%	2%	40%	30%	13%	2%
25Gy en X copl.+25Gy en élect. (Tt classique)	23%	13%	8%	6%	69%	44%	3%	1%	45%	8%	0%	0%	72%	0%	0%	0%
25Gy en X non copl.+25Gy en élect.	15%	11%	7%	5%	43%	33%	4%	1%	37%	14%	1%	0%	34%	0%	0%	0%

Tableau II. Comparaison des différentes techniques d'irradiation du faisceau CMI-SSCL en utilisant comme critère le pourcentage des volumes (V_n) qui reçoivent au moins la dose nGy. (*photons coplanaire, X copl.*)

B) Le traitement du sein avec les ganglions de la CMI, des aires sus et sous-claviculaires et de l'aisselle :

Concernant les traitements de sein complet, (glande + régions ganglionnaires) afin de ne pas trop empiéter sur l'autre côté au niveau trachéal, l'angle d'inclinaison du tangentiel interne est généralement $\pm 42^\circ$ pour le sein droit et $\pm 318^\circ$ pour le sein gauche. Le modèle de la table de traitement, le matériel de la structure (métallique ou en fibre de carbone) doivent être pris en considération pendant la mise en route de ces techniques (lisibilité des images portales, faisceau tangentiel externe «tapant» dans le bord de la table).

Le tableau III illustre l'intérêt de l'utilisation de la technique améliorée avec l'inclusion des aires ganglionnaires dans le faisceau des champs tangentiels.

% du volume irradié	Poumon				Œsophage				Trachée				Moelle			
	V ₁₀	V ₂₀	V ₃₀	V ₃₅	V ₁₀	V ₂₀	V ₃₀	V ₃₅	V ₁₀	V ₂₀	V ₃₀	V ₃₅	V ₁₀	V ₂₀	V ₃₀	V ₃₅
Technique	V ₁₀	V ₂₀	V ₃₀	V ₃₅	V ₁₀	V ₂₀	V ₃₀	V ₃₅	V ₁₀	V ₂₀	V ₃₀	V ₃₅	V ₁₀	V ₂₀	V ₃₀	V ₃₅
Classique	50%	30%	20%	17%	72%	32%	17%	17%	%	%	%	%	82%	40%	27%	23%
Technique améliorée	46%	26%	17%	14%	72%	23%	2%	0%	%	%	%	%	50%	0%	0%	0%

Tableau III. Comparaison entre de la technique traditionnelle et celle améliorée en utilisant comme critère le pourcentage des volumes (V_n) qui reçoivent au moins la dose nGy

Nous attirons l'attention sur la vérification au poste de traitement de la région de recoupe entre le champ de la CMI et celui des tangentiels. La vérification visuelle des faisceaux tangentiels entre faisceau interne et externe est aussi une étape importante. Cette technique peut être compromise dans le cas d'un lit tumoral interne. Dans notre expérience nous n'avons pas encore rencontré une telle situation.

Dans cette étude nous n'avons pas délimité la glande thyroïdienne, il est évident que cette technique doit la pénaliser partiellement plus que la technique classique (meilleure protection par un champ classique antérieur axillo-sus/sous claviculaire), mais les bénéfices apportés nous semblent prépondérants.

Conclusion

- 1) L'expérience de ces dernières années, radiothérapie corrélée au scanner, nous a montré que le placement des champs tangentiels sur simulateur ou de manière clinique peut induire une sous irradiation du lit tumoral quand le siège se trouve à proximité de la paroi thoracique près des limites du faisceau. Il doit être délinéé dès le départ, afin d'être intégré dans la préparation des champs tangentiels.
- 2) De même, les aires ganglionnaires non délinéées peuvent être irradiées avec une distribution de dose inhomogène, voire insuffisante. La délimitation clinique de la CMI peut conduire à un sous-dosage de ce volume pour environ 18% des patientes (notre expérience). Dans notre pratique, nous nous contentons de repérer la limite inférieure médiane. La largeur de la CMI est déterminée en dosimétrie en respectant la délinéation sur coupes scanner.
- 3) Avec l'association photons-électrons en conformationnelle, le volume du poumon recevant plus de 20Gy qui représente 20% dans la méthode classique passe à 12-13%, soit une diminution de 35%.
- 4) L'utilisation du faisceau CMI SSCL non coplanaire en photons diminue à elle seule encore de 5 à 6% le volume pulmonaire irradié.
L'association photons non coplanaires électrons divise par deux le volume de poumon irradié à plus de 20Gy par rapport au faisceau classique de photons.
- 5) L'alternance photons-électrons diminue significativement (nous n'avons presque plus) les problèmes d'oesophagite. L'alternance journalière (photons/électrons) permet de ne délivrer que 2Gy en 2 jours dans le grand volume pulmonaire traité par le champ de photons.
- 6) La réalisation d'une fuite uniforme pour les champs tangentiels traitant la glande mammaire facilite la mise en place et reste un moyen de contrôle visuel simple et très efficace pour vérifier la bonne qualité de celle-ci juste avant chaque séance. Elle permet de détecter aisément un gonflement du sein en cours de traitement, pouvant motiver un nouveau scanner de dosimétrie.
- 7) En cas d'irradiation de la glande mammaire et de toutes les aires ganglionnaires (sein complet) la technique décrite permet de supprimer l'incertitude des jonctions entre faisceaux tangentiels et les aires axillaires. Elle diminue légèrement le volume de poumon irradié à plus de 20Gy (de 29% à 26%), très significativement le volume d'œsophage irradié.
- 8) La mise en place de cette méthodologie de travail a augmenté significativement le temps de préparation des dossiers dans le service de physique.

A RETENIR

Nous recommandons l'utilisation systématique du scanner pour tous les traitements par la radiothérapie de cancer du sein.

La délinéation des aires ganglionnaires et du lit tumoral est nécessaire pour assurer une irradiation de conformation et doit faire partie de la pratique du traitement du cancer du sein.