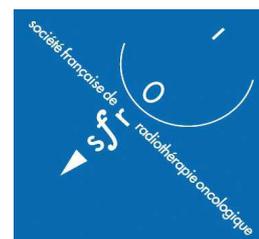


IRSNINSTITUT
DE RADIOPROTECTION
ET DE SÛRETÉ NUCLÉAIRE**sfpm** 
SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE PHYSIQUE MÉDICALE

Mesure de la dose absorbée dans les faisceaux de photons de très petites dimensions utilisés en radiothérapie stéréotaxique

Saisine ASN/AFSSAPS DEP-DIS-N° 752-2007

Rapport final
du groupe de travail IRSN/SFPM/SFRO

Rapport DRPH/SER n° 2008-18

Direction de la radioprotection de l'homme

**MESURE DE LA DOSE ABSORBÉE DANS LES FAISCEAUX DE
PHOTONS DE TRES PETITES DIMENSIONS UTILISES EN
RADIOTHERAPIE STEREOTAXIQUE**

S. DERREUMAUX¹, G. BOISSERIE³, G. BRUNET³, I. BUCHHEIT³, T. SARRAZIN³,
M. CHEA³, C. HUET², I. ROBBES², F. TROMPIER²

¹IRSN/DRPH/SER/UEM - ²IRSN/DRPH/SDE/LDRI

³Société Française de Physique Médicale

Rapport DRPH/SER n° 2008-18

RESUME

A LA SUITE DE L'ACCIDENT DE RADIOTHERAPIE DE TOULOUSE, L'AUTORITE DE SURETE NUCLEAIRE ET L'AGENCE FRANCAISE DE SECURITE SANITAIRE DES PRODUITS DE SANTE ONT CONJOINTEMENT SAISI L'IRSN POUR ETABLIR, AVEC DES EXPERTS DE LA SOCIETE FRANÇAISE DE PHYSIQUE MEDICALE ET DE LA SOCIETE FRANÇAISE DE RADIOTHERAPIE ONCOLOGIQUE, UN PROTOCOLE NATIONAL D'ETALONNAGE DES TRES PETITS FAISCEAUX UTILISES EN RADIOTHERAPIE STEREOTAXIQUE. LES RECHERCHES ET LES REFLEXIONS DU GROUPE DE TRAVAIL « GT MINIFAISCEAUX » MIS EN PLACE PAR L'IRSN SONT PRESENTES DANS CE RAPPORT FINAL. UNE REVUE DE LA LITTERATURE INTERNATIONALE A ETE REALISEE. UNE ENQUETE NATIONALE A ETE MENEES AUPRES DES CENTRES UTILISATEURS POUR CONNAITRE LES PRATIQUES ACTUELLES DE DOSIMETRIE DES MINIFAISCEAUX. UNE CAMPAGNE DE MESURES DES DONNEES CARACTERISANT LES MINIFAISCEAUX DES DIFFERENTS SYSTEMES DE STEREOTAXIE A ETE INITIEE, AVEC DIFFERENTS TYPES DE DETECTEURS ACQUIS PAR L'IRSN. DANS CE RAPPORT SONT PRESENTES UNE SYNTHESE APPROFONDIE DE LA PROBLEMATIQUE DE LA MESURE DE LA DOSE DANS LES MINIFAISCEAUX, LES RESULTATS DE L'ENQUETE NATIONALE, LES PREMIERS RESULTATS DE LA CAMPAGNE DE MESURES ET LES RECOMMANDATIONS DU GT.

ABSTRACT

AFTER THE RADIOTHERAPY ACCIDENT IN TOULOUSE, THE FRENCH AUTHORITY OF NUCLEAR SAFETY AND THE FRENCH AGENCY OF HEALTH PRODUCTS SAFETY HAVE ASKED THE IRSN TO ESTABLISH, TOGETHER WITH EXPERTS FROM THE FRENCH SOCIETY OF MEDICAL PHYSICS AND THE FRENCH SOCIETY OF RADIOTHERAPY AND ONCOLOGY, A NATIONAL PROTOCOLE ON DOSE CALIBRATION FOR THE VERY SMALL BEAMS USED IN STEREOTACTIC RADIOTHERAPY. THE RESEARCH AND REFLEXIONS OF THE WORKING GROUP « GT MINIFAISCEAUX » SET UP BY THE IRSN ARE PRESENTED IN THIS FINAL REPORT. A REVIEW OF THE INTERNATIONAL LITERATURE HAS BEEN PERFORMED. A NATIONAL SURVEY HAS BEEN DONE TO KNOW THE PRESENT PRACTICES IN THE DOSIMETRY OF SMALL FIELDS. A CAMPAIGN OF MEASUREMENTS OF THE DATA NEEDED TO CHARACTERIZE THE SMALL BEAMS FOR THE DIFFERENT STEREOTACTIC SYSTEMS HAS STARTED, USING DIFFERENT TYPES OF DETECTORS ACQUIRED BY THE IRSN. IN THIS REPORT ARE PRESENTED A DEEP SYNTHESIS ON THE PROBLEMS RELATED TO THE DOSIMETRY OF SMALL FIELDS, THE RESULTS OF THE NATIONAL SURVEY, THE FIRST RESULTS OF THE CAMPAIGN OF MEASUREMENTS AND THE RECOMMANDATIONS OF THE GT.

MOTS-CLES

RADIOTHERAPIE STEREOTAXIQUE, MINIFAISCEAUX, DOSIMETRIE

SOMMAIRE

| | |
|--|-----------|
| 1 CONTEXTE | 6 |
| 2 BILAN DES ACTIONS DU « GT MINIFAISCEAUX » | 6 |
| 2.1 CADRAGE DE LA DEMANDE | 7 |
| 2.2 ETAT DES LIEUX SUR LA DOSIMETRIE DES MINIFAISCEAUX..... | 8 |
| 2.3 ENQUETE NATIONALE AUPRES DES CENTRES UTILISATEURS | 8 |
| 2.4 CAMPAGNE DE MESURES | 8 |
| 3 SYSTEMES DE RADIOTHERAPIE STEREOTAXIQUE | 9 |
| 4 ETAT DES LIEUX SUR LA DOSIMETRIE DES MINIFAISCEAUX | 9 |
| 4.1 CARACTERISATION DOSIMETRIQUE DES FAISCEAUX DE RADIOTHERAPIE EXTERNE (CONVENTIONNELS OU MINIFAISCEAUX) | 13 |
| 4.1.1 Débit de référence | 13 |
| 4.1.2 Facteurs d'ouverture du collimateur (ou facteurs de diffusé) | 14 |
| 4.1.3 Rendements en profondeur et RTM..... | 14 |
| 4.1.4 Profils de dose | 14 |
| 4.1.5 Précision requise | 14 |
| 4.2 PROBLEMES DOSIMETRIQUES SPECIFIQUES AUX MINIFAISCEAUX..... | 15 |
| 4.2.1 Généralités | 15 |
| 4.2.2 Détecteurs utilisés en radiothérapie stéréotaxique | 16 |
| 4.2.3 Débit de référence | 18 |
| 4.2.4 Facteurs d'ouverture du collimateur (ou facteurs de diffusé)..... | 19 |
| 4.2.5 Rendements en profondeur et RTM..... | 26 |
| 4.2.6 Profils de dose | 26 |
| 4.3 REFERENCES METROLOGIQUES POUR LES MINIFAISCEAUX..... | 28 |
| 4.4 RECOMMANDATIONS DES CONSTRUCTEURS..... | 29 |
| 4.5 PEUT-ON DEGAGER UN PROTOCOLE NATIONAL D'ETALONNAGE ? | 32 |
| 5 ENQUETE NATIONALE AUPRES DES CENTRES UTILISATEURS | 32 |
| 5.1 MATERIEL ET PROTOCOLES DE MESURE | 33 |
| 5.2 COMPARAISON DES DONNEES DE BASE..... | 36 |
| 5.2.1 Facteurs d'ouverture du collimateur (facteurs de diffusé)..... | 36 |
| 5.2.2 Rendements en profondeur et RTM..... | 38 |
| 5.2.3 Profils de dose | 39 |
| 5.2.4 Conclusion | 39 |
| 6 CONCLUSIONS | 46 |
| 6.1 PROTOCOLE NATIONAL D'ETALONNAGE DES MINIFAISCEAUX | 46 |
| 6.2 RECOMMANDATIONS DES CONSTRUCTEURS..... | 47 |
| 6.3 ENQUETE NATIONALE | 47 |
| 7 RECOMMANDATIONS DU GT | 48 |

BIBLIOGRAPHIE

ANNEXES

1 CONTEXTE

Dans le cadre de la mission confiée à l'ASN par la Ministre de la santé, de la jeunesse et des sports concernant l'accident de radiothérapie survenu à l'hôpital de Rangueil du CHU de Toulouse, l'ASN a sollicité l'IRSN pour une expertise sur la vérification des protocoles expérimentaux d'étalonnage des microfaisceaux avant et après correction du dysfonctionnement [1]. Dans le rapport d'expertise relatif à cette saisine [2], l'IRSN évoque les difficultés d'étalonnage des faisceaux de rayons X de très petite taille (diamètre ou côté inférieur à 10 mm) et l'inexistence actuelle de protocoles ou de recommandations nationales ou internationales sur ce sujet. L'IRSN recommande en conséquence la suspension de l'utilisation des collimateurs coniques de diamètre 4 mm pour les applications de radiothérapie stéréotaxique (RS), tant que des protocoles standardisés d'étalonnage n'auront pas été validés au niveau national, voire international.

Suivant cette recommandation, l'ASN et l'AFSSAPS ont conjointement saisi l'IRSN pour établir un protocole national d'étalonnage des microfaisceaux, en lien avec des experts de la SFPM et de la SFRO (Annexe 1). En outre, il est demandé de préciser les risques pour les patients traités actuellement en France avec des technologies comparables à celle utilisée au CHU de Toulouse (accélérateur Novalis) : accélérateur avec micro-multilames, Gamma Knife et CyberKnife.

L'IRSN a constitué et piloté un groupe de travail national intitulé «GT minifaisceaux », composé d'un expert en radiophysique de l'IRSN et de quatre experts en physique médicale de la SFPM (G. BOISSERIE, Hôpital de la Pitié Salpêtrière, Paris ; G. BRUNET, Centre René Gauducheau, Nantes ; I. BUCHHEIT, Centre Alexis Vautrin, Nancy ; T. SARRAZIN, Centre Oscar Lambret, Lille, Président de la SFPM) et d'un radiothérapeute, Président de la SFRO (J.-J. MAZERON, Hôp. de la Pitié Salpêtrière, Paris). Les experts de la SFPM désignés pour ce GT l'ont été suivant le critère de représentativité, d'une part des différentes techniques utilisées en radiothérapie stéréotaxique, d'autre part des différents types de centres pratiquant cette technique (CLCC et CHU).

Un rapport d'étape a été rendu à l'ASN et à l'AFSSAPS en août 2008. A la demande de l'ASN, une présentation de ce rapport d'étape a été faite par l'IRSN le 7 octobre 2008 devant le groupe permanent d'experts pour la radioprotection médicale (GPMED) mis en place par l'ASN. Le présent rapport constitue le rapport final de ce GT, il intègre quelques amendements apportés au précédent rapport (version 2) en particulier au niveau des recommandations.

2 BILAN DES ACTIONS DU « GT MINIFAISCEAUX »

Le GT s'est réuni 4 fois de janvier à avril 2008, à raison d'une réunion mensuelle. Suite à la remise du rapport d'étape et à sa présentation devant le GPMED, le GT s'est réuni une dernière fois le 29/10/08.

Au cours de la première réunion, il a été décidé de désigner les très petits faisceaux utilisés en RS par le terme « minifaisceaux ». En effet, le terme « microfaisceau » se réfère habituellement aux faisceaux ayant une taille de l'ordre du micromètre et qui sont utilisés pour étudier la réponse biologique à l'irradiation au niveau cellulaire [3]. De même, le terme « miniMLC » sera préféré à « microMLC » pour désigner les collimateurs multilames adaptés à la RS. Les actions accomplies par le GT concernent :

- Le cadrage de la demande,
- L'état des lieux sur la dosimétrie des minifaisceaux,

- Une enquête nationale auprès des centres utilisateurs,
- Le lancement d'une campagne de mesures.

Elles sont résumées ci-dessous.

2.1 CADRAGE DE LA DEMANDE

B. Aubert (IRSN) a participé à la première réunion du GT pour laquelle il avait sollicité la présence d'un représentant de l'ASN afin de cadrer et préciser la demande des autorités étant donné la difficulté et la sensibilité du sujet traité.

Concernant la recommandation de l'IRSN de **suspendre l'utilisation des collimateurs coniques de 4 mm**, il est nécessaire de **préciser l'étendue de cette éventuelle suspension** et de savoir si les collimateurs coniques de 4 mm pour les faisceaux de rayons X de 6 MV (cas du CHU de Toulouse) sont les seuls concernés ou bien si cette mesure doit s'appliquer à d'autres types de faisceaux ou d'autres types de collimateurs. L'attention est attirée sur le fait que l'utilisation de collimateurs de 4 mm concerne environ la moitié des patients traités par les appareils de type Gamma Knife.

Il est rappelé que la qualité des traitements ne concerne pas seulement la dosimétrie des faisceaux (mais aussi par exemple la mise en place du patient). Mais étant donné qu'il existe encore en RS des incertitudes sur la dose à prescrire (par exemple, pour les métastases, la dose prescrite peut varier de 15 Gy à 25 Gy [4]) et sur la définition du volume cible, on peut considérer qu'il s'agit encore d'un domaine de recherche du point de vue clinique. C'est pourquoi **le GT ne s'est limité qu'aux problèmes liés à la dosimétrie, c'est-à-dire ceux qui concernent l'étalonnage en dose absolue, les mesures des facteurs d'ouverture du collimateur (FOC), les profils de dose et la distribution de la dose en profondeur.**

Tous les membres du GT reconnaissent le manque de maîtrise actuelle concernant la dosimétrie des minifaisceaux (en particulier pour une taille inférieure à 10 mm). Il y a eu une littérature abondante sur ce sujet dans les années 1990 et plusieurs équipes françaises se sont alors intéressées au problème [5,6]. Mais il reste à ce jour des zones d'ombre et il s'avère nécessaire de faire l'état des lieux de la littérature des dix dernières années. Il apparaît justifié de demander aux physiciens de faire pour la stéréotaxie ce qu'ils font pour les autres techniques de radiothérapie, c'est-à-dire **mettre en place une dosimétrie qui soit la plus précise possible, et que cette précision soit chiffrée.**

L'IRSN propose que le GT permette d'**aboutir à un classement entre ce qui est aujourd'hui techniquement acquis et ce qui fait encore l'objet de recherches.** Pour ce qui est acquis, le GT devrait **proposer un protocole ou des recommandations qui soient établis par consensus.** Ce qui fait encore l'objet de recherches devrait être identifié et n'être autorisé en pratique clinique que par des centres de recherche, avec le consentement éclairé des patients.

Le GT précise que les petits faisceaux concernés par la saisine sont uniquement ceux utilisés en radiothérapie stéréotaxique. **Les petits faisceaux rencontrés en radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité (RCMI ou IMRT) ou en tomothérapie ne sont pas concernés par cette saisine.**

2.2 ETAT DES LIEUX SUR LA DOSIMETRIE DES MINIFAISCEAUX

Afin de pouvoir répondre à la demande des autorités, il est apparu nécessaire de faire un point actualisé sur l'état de l'art dans le domaine de la dosimétrie des minifaisceaux et sur les recommandations des constructeurs.

Une **recherche bibliographique** a permis de recenser sur la période 1984-2008 une quarantaine d'articles concernant la dosimétrie des minifaisceaux, dont plus de la moitié date d'après l'an 2000. Cette liste est non exhaustive mais couvre l'ensemble de la problématique. Les articles ont été répartis entre les membres physiciens du GT pour analyse et synthèse (section 4.2).

Un point sur les **références métrologiques** actuelles et leur adaptation à la dosimétrie absolue des minifaisceaux a également été réalisé (section 4.3).

Les documents relatifs aux **protocoles et/ou recommandations des constructeurs** BrainLAB, CyberKnife et Gamma Knife pour la mesure des données dosimétriques nécessaires à l'utilisation d'appareils de RS ont été recueillis et rassemblés pour analyse (section 4.4) (Annexe 2). Ces trois constructeurs couvrent à eux seuls la grande majorité du parc de systèmes de RS en France (voir section 5.1).

2.3 ENQUETE NATIONALE AUPRES DES CENTRES UTILISATEURS

Une enquête nationale a été réalisée par l'IRSN auprès des centres utilisateurs de minifaisceaux à partir d'un formulaire conçu par le GT, afin d'avoir une vision d'ensemble des différentes pratiques actuelles en France en radiothérapie stéréotaxique. En particulier, cette enquête s'est intéressée à la caractérisation dosimétrique des minifaisceaux (protocoles de mesures, détecteurs utilisés, résultats des mesures). Les résultats sont présentés et discutés dans ce rapport (section 5).

2.4 CAMPAGNE DE MESURES

Les réflexions du GT l'ont conduit à suggérer la réalisation de mesures systématiques des données de base concernant la dose relative nécessaires aux logiciels de planification (FOC, rendements en profondeur et profils) pour les différents appareils (BrainLAB, CyberKnife et Gamma Knife) et avec les détecteurs appropriés. Parallèlement, l'IRSN (SDE/LDRI) a acquis un ensemble de dosimètres a priori adaptés à la dosimétrie des minifaisceaux : films radiochromiques, diode de stéréotaxie, chambre d'ionisation de type PinPoint, dosimètres thermoluminescents de type microcubes de LiF, pastilles d'alanine.

Un partenariat informel a été établi entre l'IRSN (SER/UEM et SDE/LDRI) et les services de radiothérapie de la Pitié Salpêtrière à Paris et du Centre René Gauducheau à Nantes pour effectuer des mesures de dose relative dans des minifaisceaux avec différents détecteurs. Plusieurs séries de mesures ont été réalisées. Ces mesures ont principalement porté sur la détermination des FOC dans les minifaisceaux de RX de 6 MV obtenus avec le miniMLC m3 de BrainLAB (additionnel ou intégré) ou avec des collimateurs coniques additionnels. Cette campagne d'essais ne pouvant être finalisée à court terme, les résultats préliminaires de ce travail sont présentés dans ce rapport.

3 SYSTEMES DE RADIOTHERAPIE STEREOTAXIQUE

Les systèmes de radiothérapie stéréotaxique sont de trois types (Figures 1 et 2):

- accélérateur conventionnel avec un miniMLC et/ou un jeu de collimateurs coniques (appelés aussi localisateurs circulaires),
- accélérateur robotisé Cyberknife (RX 6 MV) avec collimateurs coniques,
- appareil Leksell Gamma Knife comprenant un ensemble de 201 (modèles B, C et 4C) ou 195 (modèle Perfexion) sources de Cobalt 60 situées dans des canaux de collimation coniques disposés de façon concentrique autour d'un point central (Unit Center Point, UCP).

Les caractéristiques géométriques des systèmes de collimation utilisés en France (voir section 5) sont reportées dans le tableau I, d'une part pour les miniMLC et d'autre part pour les collimateurs coniques.

Dans le cas des accélérateurs conventionnels, le miniMLC est soit intégré soit ajouté comme accessoire au système de collimation de l'accélérateur. Il permet de décrire des champs de forme rectangulaire ou complexe dont la taille minimale dépend de la largeur des lames centrales, les dimensions étant relatives à la projection dans le plan de l'isocentre (à 1000 mm de la source). Les miniMLC utilisés en France sont les suivants : m3 (BrainLAB), Millenium-120 (Varian), Beam Modulator (Elekta) et Arancio DMLC (3D Line), qui ont des largeurs projetées de lames centrales égales respectivement à 3 mm, 5 mm, 4 mm et 3 mm. Le miniMLC le plus utilisé est le m3 de BrainLAB qui définit des champs (symétriques ou asymétriques) de côté minimum égal à 6 mm pour les champs symétriques.

Les collimateurs coniques fournis par BrainLAB comme accessoires d'accélérateurs conventionnels, ceux intégrés aux systèmes Cyberknife et Gamma Knife définissent des champs circulaires de diamètre minimum égal respectivement à 4 mm, 5 mm et 4 mm (les dimensions étant relatives à la projection dans le plan de référence, respectivement à 1000 mm, 800 mm et 400 mm des sources). Dans le cas de collimateurs circulaires ajoutés à un accélérateur conventionnel, une pré-collimation est assurée en amont du localisateur par les mâchoires de l'appareil, décrivant en général une ouverture de 50 mm x 50 mm.

4 ETAT DES LIEUX SUR LA DOSIMETRIE DES MINIFAISCEAUX

Les données nécessaires à la caractérisation des minifaisceaux lors de la recette d'un appareil de radiochirurgie sont de mêmes types que pour les faisceaux conventionnels de radiothérapie (à l'exception du Gamma Knife) :

- le débit de référence dans un « grand champ »,
- les facteurs d'ouverture du collimateur (ou facteurs de diffusé) pour les différentes tailles de champs,
- les rendements en profondeur ou les rapports tissu-maximum pour différentes tailles de champs,
- les profils de dose de champs carrés (un grand champ et/ou plusieurs tailles de champs) à une ou à plusieurs profondeurs.

Les conditions précises d'acquisition de ces données (tailles des champs, distances à la source, profondeurs de mesure) dépendent du système de planification des traitements (TPS) et de l'algorithme de calcul utilisés. En RS, les TPS sont souvent déterminés par l'appareillage d'irradiation (voir annexe 2).

En plus de ces données de base, des mesures complémentaires, différentes, sont indispensables pour valider les calculs du TPS.



Figure 1. Systèmes de radiothérapie stéréotaxique basés sur un accélérateur conventionnel avec un miniMLC ou un jeu de collimateurs coniques. a) Différents modèles d'accélérateurs conventionnels utilisés (Varian Clinac, Elekta Synergy et Novalis). b) Modèles de miniMLC utilisés en France : BrainLAB m3 (intégré dans le Novalis ; additionnel pour les autres accélérateurs), Varian Millennium-120 (intégré), Elekta Beam Modulator (intégré) et 3D Line Arancio DMLC (additionnel). c) Tête d'accélérateur avec un collimateur conique additionnel (gauche) et jeu de collimateurs coniques d'ouvertures différentes (droite).

a)



b)

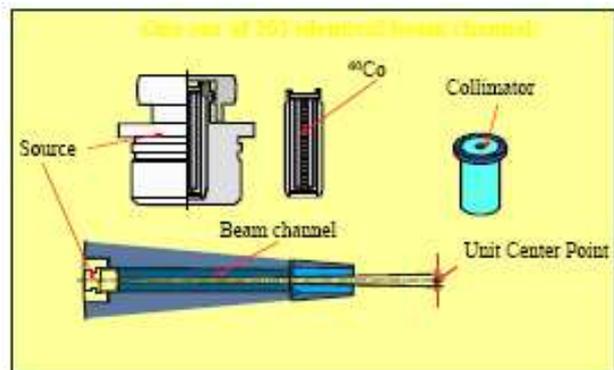
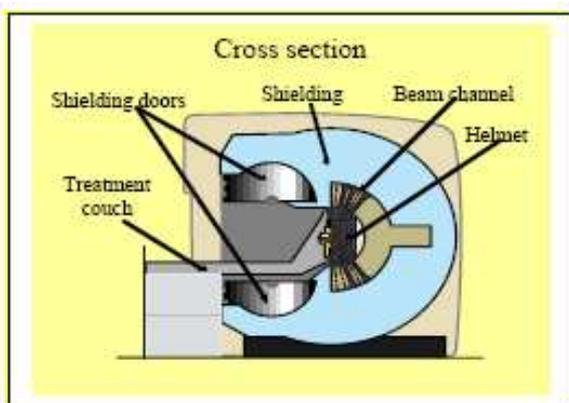


Figure 2. Systèmes de radiothérapie stéréotaxique particuliers. a) Appareil Cyberknife (Accuray) : accélérateur robotisé délivrant des faisceaux de RX de 6 MV et disposant d'un jeu de collimateurs coniques. b) Appareil Gamma Knife (Elekta) : ensemble de 201 (modèles B, C et 4C) ou 195 (modèle Perfexion) sources de Cobalt 60 situées dans des canaux de collimation coniques disposés de façon concentrique autour d'un point central (Unit Center Point, UCP).

Tableau I : Caractéristiques géométriques des systèmes de collimation utilisés en France pour la radiothérapie stéréotaxique.

I a : MiniMLC avec accélérateurs conventionnels.

| Modèle de miniMLC | Nombre de lames | Nombre x Largeur des lames* | Côtés* minimum et maximum des champs symétriques disponibles avec le miniMLC en place | Champs* les plus utilisés pour la caractérisation des faisceaux (mm) |
|-----------------------|-----------------|--|---|--|
| BrainLAB m3 | 2 x 26 | 14 x 3 mm (centre) 6 x 4,5 mm (intermédiaire) 6 x 5,5 mm (extérieur) | 6 mm - ~100 mm | 6-12-18-24-30-36-42-60-80-100 |
| Varian Millenium-120 | 2 x 60 | 40 x 5 mm (centre) 20 x 10 mm (extérieur) | 10 mm - 400 mm | 10-20-30-40-60-80-100-140-200-300 |
| Elekta Beam Modulator | 2 x 40 | 40 x 4 mm | 8 mm - 160 mm | 16-24-32-40-48-56 |
| 3D Line Arancio DMLC | 2 x 24 | 24 x ~3 mm | ~6 mm - ~70 mm | ~6--12--18--24--30--36--42-...--70 |

* Les dimensions sont relatives à la projection dans le plan de l'isocentre (à 1000 mm de la source).

I b : Collimateurs coniques.

| Appareil | Diamètre** des champs disponibles (mm) |
|---|--|
| Accélérateur conventionnel + cônes BrainLAB | 4-6-7,5-10-12,5-15-17,5-20-25-30 |
| CyberKnife | 5-7,5-10-12,5-15-20-25-30-35-40-50-60 |
| Gamma Knife modèles B, C et 4C | 4-8-14-18 |
| Gamma Knife modèle Perfexion | 4-8-16 |

** Les dimensions sont relatives à la projection dans le plan de référence, à 1000 mm, 800 mm et 400 mm des sources respectivement pour les accélérateurs conventionnels, le CyberKnife et le Gamma Knife.

4.1 CARACTERISATION DOSIMETRIQUE DES FAISCEAUX DE RADIOTHERAPIE EXTERNE (CONVENTIONNELS OU MINIFAISCEAUX)

4.1.1 DEBIT DE REFERENCE

La mesure du débit de référence est la détermination absolue de la dose absorbée délivrée par l'appareil pour un nombre donné d'unités de moniteur [$\text{Gy} \cdot \text{UM}^{-1}$]. Il s'agit de l'étalonnage de l'appareil. Cette mesure s'effectue dans des conditions d'irradiation de référence et avec un dosimètre de référence étalonné en dose absolue dans un laboratoire primaire ou secondaire de métrologie (en France : Laboratoire National Henri Becquerel, LNHB). Les autres données correspondent à des mesures de dose relatives et permettent de caractériser le faisceau en dehors des conditions de référence.

Selon le protocole IAEA 398, la qualité d'un faisceau de RX de haute énergie est définie par l'indice de qualité $\text{TPR}_{20,10}$ qui est le rapport de la dose mesurée sur l'axe du faisceau à 200 mm de profondeur dans un fantôme d'eau sur la dose mesurée à 100 mm de profondeur, pour un champ carré de 100 mm x 100 mm au point de mesure, à une distance source-détecteur (DSC) égale à 1000 mm.

Les conditions de référence recommandées par le protocole IAEA 398 [7] pour la mesure absolue de la dose absorbée par unité de moniteur sont, pour les faisceaux de photons de haute énergie :

- mesure dans un fantôme d'eau ;
- distance (d0) source-entrée du fantôme (DSP) ou source-détecteur (DSC) égale à 1000 mm (800 mm pour le ^{60}Co) ou égale à la distance source-isocentre (DSA) ;
- champ (C0) égal à 100 mm x 100 mm à DSP ou à DSC=DSA;
- profondeur de mesure (z0) égale à 100 mm (50 mm pour le ^{60}Co) ou 50 mm quand $\text{TPR}_{20,10} < 0,7$ (RX 6 MV).

Les détecteurs recommandés par le protocole IAEA 398 pour la mesure du débit de référence sont des chambres d'ionisation cylindriques, de paroi en graphite, dont le volume de la cavité est compris entre 0,1 et 1 cm^3 , ce qui correspond à un diamètre interne ≤ 7 mm et une longueur interne ≤ 25 mm.

La dose absorbée dans l'eau dans un faisceau de qualité Q, à la profondeur de référence et en l'absence de la chambre est alors donnée par la relation suivante :

$$D_{\text{eau},Q} = M_Q \cdot N_{D,\text{eau},Q0} \cdot k_{Q,Q0}$$

où :

- M_Q est la lecture de la chambre de référence (corrigée des influences autres que la qualité du faisceau),
- $N_{D,\text{eau},Q0}$ est le facteur d'étalonnage de la chambre de référence, obtenu dans un laboratoire standard avec un faisceau de qualité Q0 et dans un fantôme d'eau,
- $k_{Q,Q0}$ est un coefficient de correction pour tenir compte de la différence entre la réponse de la chambre dans des faisceaux de qualités différentes Q et Q0. Ce coefficient est déterminé à partir des valeurs des $\text{TPR}_{20,10}$ des faisceaux de qualités Q et Q0.

4.1.2 FACTEURS D'OUVERTURE DU COLLIMATEUR (OU FACTEURS DE DIFFUSE)

Les facteurs d'ouverture du collimateur (FOC) sont les facteurs qui permettent de calculer le débit de dose sur l'axe des faisceaux pour n'importe quelle taille de champ à partir du débit de référence.

Le FOC est défini par le rapport de la dose absorbée (D) sur l'axe du faisceau à la distance de référence d_0 , à la profondeur de référence z_0 , pour un champ de dimension C, à la dose (D_0) mesurée à la même distance et à la même profondeur pour le champ de référence, C_0 :

$$\text{FOC} = D/D_0$$

Des conditions de mesure particulières peuvent être demandées par certains constructeurs pour alimenter en données de base leur TPS ; ces conditions doivent être respectées.

Les détecteurs habituellement recommandés pour ce type de mesures en radiothérapie conventionnelle sont une chambre d'ionisation de type *Farmer* (cylindrique de $0,6 \text{ cm}^3$) ou une chambre plate de petit diamètre.

4.1.3 RENDEMENTS EN PROFONDEUR ET RTM

Les rendements en profondeur (PDD) et les rapports tissu-maximum (RTM) sont deux types de courbes décrivant la variation de la dose sur l'axe du faisceau en fonction de la profondeur du point de mesure, pour différentes tailles de champ. Dans le cas des PDD, la distance source-surface du fantôme est constante et la distance source-détecteur varie avec la profondeur du point de mesure ; ces courbes sont normalisées au point du maximum de dose. Dans le cas des RTM, la distance source-détecteur est constante et la distance source-surface du fantôme varie avec la profondeur du point de mesure ; ces courbes sont normalisées au point du maximum de dose.

Les détecteurs habituellement recommandés pour ce type de mesures sont une chambre d'ionisation de petit volume ou une diode adaptée (réponse compensée pour les photons de basse énergie).

4.1.4 PROFILS DE DOSE

Les profils de dose (OAR) sont des courbes décrivant la variation de la dose en fonction de la distance à l'axe du faisceau, à différentes profondeurs et pour différentes tailles de champ.

Les détecteurs habituellement recommandés pour ce type de mesures sont des films, une chambre d'ionisation de petit volume ou une diode adaptée (réponse compensée pour les photons de basse énergie).

4.1.5 PRECISION REQUISE

D'un point de vue clinique, la précision requise en radiothérapie externe conventionnelle sur la dose délivrée au volume cible d'un patient est de $\pm 5\%$ (2σ) [8]. D'un point de vue physique, la précision qu'il est possible d'atteindre dépend de l'évolution des techniques et des protocoles (imagerie, mesure et calcul de la dose, contention du patient, appareils d'irradiation). Les objectifs de précision (1σ) avec les techniques présentes et futures sont reportés dans le tableau II [9]. On voit que pour les deux premières étapes relatives à la mesure des données de base des faisceaux, les objectifs actuels de précision sont de 2,0% et de 1,1% respectivement pour les mesures absolues et relatives.

Tableau II : Précision à atteindre sur la détermination de la dose délivrée aux patients en radiothérapie externe avec des faisceaux de photons (D'après Ahnesjö & Aspradakis, 1999 [9]).

| Etape du processus de détermination de la dose | 100 x $\Delta D(1\sigma)/D$ | |
|--|-----------------------------|--------------------|
| | Techniques présentes | Techniques futures |
| Détermination de la dose absolue au point d'étalonnage | 2,0 | 1,0 |
| Autres points de mesure : incertitude additionnelle | 1,1 | 0,5 |
| Stabilité du moniteur | 1,0 | 0,5 |
| Homogénéité du faisceau | 1,5 | 0,8 |
| Incertitudes sur les données du patient | 1,5 | 1,0 |
| Calcul de la dose | 3,0 | 1,0 |
| Mise en place du faisceau et du patient | 2,5 | 1,6 |
| Incertitude globale | 5,1 | 2,6 |

4.2 PROBLEMES DOSIMETRIQUES SPECIFIQUES AUX MINIFAISCEAUX

4.2.1 GENERALITES

Un « minifaisceau » est par définition un faisceau de petite taille dont la dimension est telle que des questions particulières doivent se poser pour réaliser correctement la dosimétrie : des problèmes spécifiques doivent retenir toute l'attention concernant la taille, la composition et le centrage du détecteur.

En pratique, pour les énergies de photons habituellement utilisées en stéréotaxie aujourd'hui (gamma issus d'appareils de cobalthérapie ou rayons X produits par des accélérateurs médicaux d'électrons de tension nominale inférieure ou égale à 10 MV), le critère retenu ici pour parler de minifaisceau est que la taille du faisceau soit inférieure ou égale à 30 mm au point de mesure pour l'acquisition d'au moins une des données de base de l'appareil. La taille se réfère soit au diamètre d'un champ circulaire soit au côté d'un champ carré, les faisceaux utilisés pour l'acquisition des données de base étant soit circulaires soit carrés. Ce critère est fondé sur les points suivants:

- Problème lié à la taille du détecteur lorsqu'elle devient importante par rapport à celle du champ d'irradiation : pour des champs de dimension inférieure ou égale à environ 30 mm, la dose mesurée avec une chambre d'ionisation cylindrique classiquement utilisée en radiothérapie (volume égal à 0,6 cm³ ou 0,3 cm³) devient significativement différente de celle obtenue avec une chambre de petit volume de type PinPoint (0,015 cm³). Sur les courbes de la figure 3, on remarque la sous-réponse des chambres classiques par rapport à la réponse de la chambre PinPoint, en deçà d'une taille de champ \cong 30 mm.
- Problème lié au manque d'équilibre électronique latéral: dans le cas des faisceaux étroits, le rayon du faisceau peut être inférieur au parcours maximal des électrons secondaires, ce qui entraîne un défaut d'équilibre électronique latéral (EEL). La taille minimale d'un faisceau assurant l'EEL au centre du champ pour toutes les énergies comprises entre le Cobalt 60 et les RX de 10 MV est d'environ 30 mm (Tableau III) [10]. Lorsqu'il n'y a pas d'EEL, l'estimation par un détecteur de la dose déposée dans le milieu par les électrons secondaires peut être erronée si le détecteur n'est pas suffisamment tissu-équivalent (densité et composition), même si son volume sensible est petit par rapport à la taille du champ.

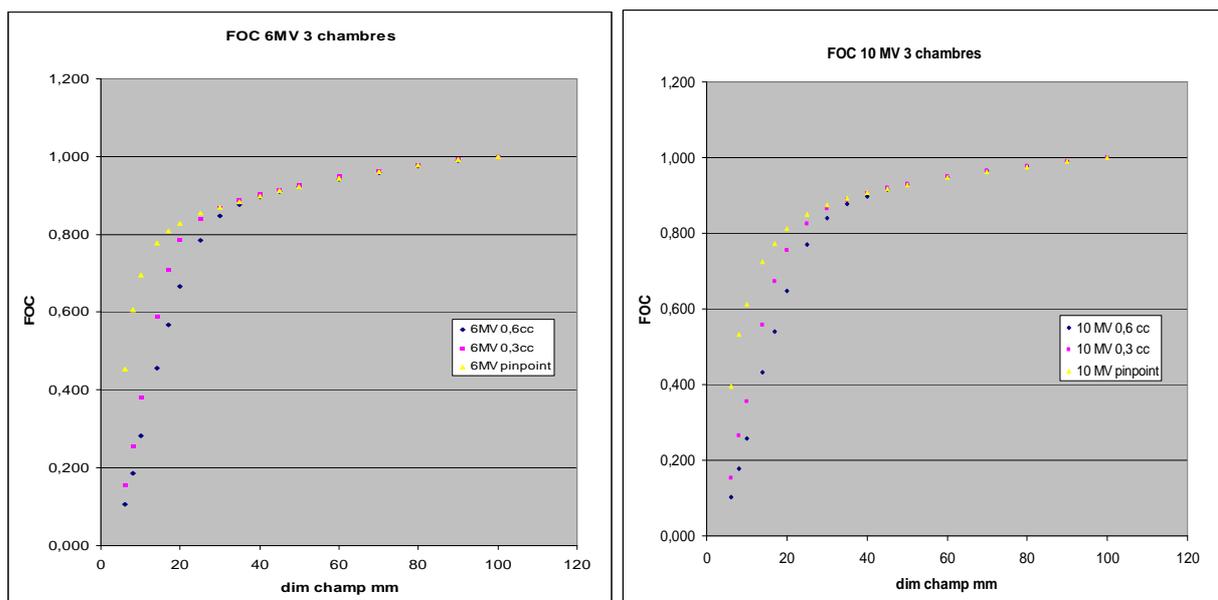


Figure 3 : Mesure du FOC en fonction de la taille du champ à 2 énergies (6 et 10 MV) et pour 3 types de chambre d'ionisation de volumes différents (chambres classiques PTW 30013 de 0,6 cm³ et PTW 31003 de 0,3 cm³ et chambre PinPoint PTW 31006 de 0,015 cm³). On note un « décrochage » pour les petits champs (≤ 30 mm) de la mesure de la dose avec les chambres classiques par rapport à la mesure avec la chambre PinPoint [Communication personnelle de G. Boisserie].

Tableau III : Valeur du rayon minimum, r_{EEL} , d'un champ circulaire pour avoir l'équilibre électronique latéral sur l'axe du faisceau, en fonction de la qualité du faisceau (D'après Li et al., 1995 [10]).

| Faisceau | TPR _{20,10} | r_{EEL} (g.cm ⁻²) |
|------------------|----------------------|---------------------------------|
| ⁶⁰ Co | | 0,6 |
| 6 MV | 0,670 | 1,3 |
| 10 MV | 0,732 | 1,7 |
| 15 MV | 0,765 | 1,9 |
| 24 MV | 0,805 | 2,1 |

Des problèmes dosimétriques particuliers se posent pour la mesure de tous les types de données nécessaires à la caractérisation d'un minifaisceau : le débit de référence, les facteurs d'ouverture du collimateur, les rendements en profondeur (ou les RTM) et les profils de dose.

4.2.2 DETECTEURS UTILISÉS EN RADIOTHERAPIE STEREOTAXIQUE

Comme indiqué ci-dessus, le volume de la chambre d'ionisation utilisée peut influencer de manière significative la mesure de la dose. Or, d'après la littérature internationale et les résultats de l'enquête nationale auprès des centres pratiquant la RS (voir section 5.1), les détecteurs les plus utilisés à l'heure actuelle pour la caractérisation dosimétrique des minifaisceaux sont des chambres d'ionisation de différents volumes, des diodes et un détecteur diamant. Les caractéristiques géométriques et physiques de ces détecteurs sont présentées dans le tableau IV.

Tableau IV : Caractéristiques des détecteurs couramment utilisés pour la dosimétrie des minifaisceaux de radiothérapie stéréotaxique.

| Type | Nom | Volume sensible | | | | | | | | Paroi | Electrode | Taille de champ minimum ⁽³⁾ (mm ²) |
|-----------------------|-------------------------------|-----------------|---------|---------------------|--------------------|---------------------------|---------------|---------------|----------------|--------------------------|-------------|---|
| | | Matériau | Densité | Zeff ⁽¹⁾ | Z/A ⁽²⁾ | Volume (cm ³) | Diamètre (mm) | Longueur (mm) | Epaisseur (mm) | | | |
| Chambres d'ionisation | PTW Farmer 30013 | Air | 0,001 | 7,64 | 0,499 | 0,6 | 6,1 | 23 | | PMMA + graphite | Aluminium | 50 x 50 |
| | PTW Semiflex 31013 | Air | 0,001 | 7,64 | 0,499 | 0,3 | 5,5 | 16,3 | | PMMA + graphite | Aluminium | 40 x 40 |
| | PTW Semiflex 31010 | Air | 0,001 | 7,64 | 0,499 | 0,125 | 5,5 | 6,5 | | PMMA + graphite | Aluminium | 20 x 20 |
| | PTW PinPoint 31006 | Air | 0,001 | 7,64 | 0,499 | 0,015 | 2 | 5 | | PMMA + graphite | Acier | 20 x 20 |
| | PTW PinPoint 31014 | Air | 0,001 | 7,64 | 0,499 | 0,015 | 2 | 5 | | PMMA + graphite | Aluminium | 20 x 20 |
| | PTW PinPoint 31016 (3D) | Air | 0,001 | 7,64 | 0,499 | 0,015 | 2,9 | 2,9 | | PMMA + graphite | Aluminium | 20 x 20 |
| | Wellhöfer ⁽⁴⁾ CC01 | Air | 0,001 | 7,64 | 0,499 | 0,01 | 2 | 3,6 | | Shonka C552 | Acier | / |
| | Wellhöfer ⁽⁴⁾ CC04 | Air | 0,001 | 7,64 | 0,499 | 0,04 | 4 | 3,6 | | Shonka C552 | Shonka C552 | / |
| | Exradin A16 Micropoint | Air | 0,001 | 7,64 | 0,499 | 0,007 | 2,4 | 2,7 | | Shonka C552 | Shonka C552 | 4 x 4 |
| Diodes | PTW Diode P 60008 | Silicium | 2,33 | 14 | 0,5 | 2,5E-06 | 1,12 | | 0,0025 | RW3 + résine époxy | | 10 x 10 |
| | PTW Diode E 60012 | Silicium | 2,33 | 14 | 0,5 | 2,5E-06 | 1,12 | | 0,0025 | RW3 + résine époxy | | 10 x 10 |
| | Wellhöfer ⁽⁴⁾ SFD | Silicium | 2,33 | 14 | 0,5 | 1,7E-05 | 0,6 | | 0,06 | Résine époxy | | / |
| | Wellhöfer ⁽⁴⁾ PFD | Silicium | 2,33 | 14 | 0,5 | 2,9E-04 | 2,5 | | 0,06 | Résine époxy + tungstène | | / |
| Diamant | PTW Diamond 60003 | Carbone | 3,5 | 6 | 0,5 | 1-6E-03 | 1,0-2,2 | | 0,1-0,4 | Polystyrène | | / |

⁽¹⁾ Eau: Zeff = 7,42

⁽²⁾ Eau : Z/A = 0,555

⁽³⁾ Domaine de validité d'après les fabricants des détecteurs (documentation technique)

⁽⁴⁾ Wellhöfer/Scanditronix a maintenant intégré la société IBA

4.2.3 DEBIT DE REFERENCE

Lorsque la dimension maximale des champs définis par un appareil est inférieure à 100 mm (cas du CyberKnife et du Gamma Knife), le protocole IAEA 398 ne peut pas être utilisé directement pour déterminer la dose absolue dans les conditions de référence car :

- les conditions géométriques de référence recommandées par le protocole correspondent à un champ carré de 100 mm x 100 mm ;
- la définition de l'indice de qualité du faisceau $TPR_{20,10}$ se réfère à un champ carré de 100 mm x 100 mm au point de mesure à une distance source-chambre (DSC) égale à 1000 mm.

Pour le CyberKnife, le champ de référence est le champ circulaire maximal qui a un diamètre de 60 mm à la distance de 800 mm de la source. Le formalisme du protocole IAEA 398 reste cependant utilisable. En effet, si on suit les préconisations du constructeur pour déterminer un indice de qualité équivalent (pour un faisceau de qualité équivalente, un champ carré de 100 mm x 100 mm et une DSC de 1000 mm) (Annexe 2), l'effet des conditions géométriques particulières sur la détermination de la dose suivant le formalisme de l'IAEA 398 est négligeable.

Il faut par ailleurs noter que le protocole recommandé par le constructeur pour la mesure du débit de référence indique une profondeur du point de mesure égale à 15 mm (au lieu de 50 mm ou 100 mm selon l'IAEA 398).

Pour le Gamma Knife, la mesure de la dose de référence selon l'IAEA 398 est impossible pour des raisons liées à la géométrie de l'appareil. La mesure s'effectue dans une sphère équivalent-eau de 16 cm de diamètre dans laquelle on place un insert pour recevoir une chambre d'ionisation. Le point de mesure, appelé « Unit Centre Point (UCP) », est situé au centre géométrique de l'appareil, à une distance sources-détecteur de 40 cm. Les mesures s'effectuent pour le collimateur de diamètre le plus grand (18 mm actuellement). La chambre d'ionisation recommandée par le constructeur doit avoir une longueur inférieure à 7 mm, un diamètre inférieur à 5 mm et doit être étalonnée dans l'eau au Cobalt 60. Il demeure une légère incertitude due au fait que ces conditions géométriques sont très différentes des conditions d'étalonnage (champ de 100 mm x 100 mm, point de mesure à une profondeur de 50 mm (ou 100 mm) dans un fantôme d'eau, à une distance de 800 mm ou 1000 mm de la source) et que par conséquent la qualité du faisceau de photons γ n'est pas strictement la même chez l'utilisateur et dans le laboratoire de métrologie.

Finalement, l'étalonnage d'un système de radiochirurgie correspond à la mesure de la dose absolue dans les conditions de référence (débit de référence) spécifiques au système de radiochirurgie. Les conditions de référence sont précisées dans le protocole défini par le constructeur pour la caractérisation dosimétrique des minifaisceaux (Annexe 2).

La détermination de la dose absolue se fait aujourd'hui en respectant les points suivants :

- étalonnage en dose dans l'eau d'une chambre de référence (au LNHb pour la France),
- irradiation de la chambre dans le centre, dans les conditions de référence du système de radiochirurgie,
- éventuellement application d'une procédure du constructeur pour la détermination d'un indice de qualité équivalent (CyberKnife),
- application du formalisme du protocole IAEA 398.

4.2.4 FACTEURS D'OUVERTURE DU COLLIMATEUR (OU FACTEURS DE DIFFUSE)

La mesure des FOC (ou facteurs de diffusé) est le point le plus critique concernant la caractérisation des minifaisceaux car ce sont les facteurs qui permettent de calculer le débit de dose sur l'axe des minifaisceaux à partir du débit de référence, et d'en déduire le nombre d'unités moniteur ou le temps de traitement.

D'après la littérature et comme illustré sur la figure 3, il est connu que la dispersion des valeurs de FOC mesurées pour les minifaisceaux avec différents détecteurs augmente lorsque la taille du champ diminue, et peut atteindre plusieurs dizaines de pourcents pour les plus petits champs [11-15]. Cette dispersion des valeurs de FOC est due à la conjonction de plusieurs problèmes :

- Problème lié à la taille du détecteur par rapport à la taille du champ d'irradiation : étant donné que le détecteur estime la dose en un point par une mesure de la dose moyenne dans son volume sensible, il y a une sous-estimation du FOC lorsque la taille du volume sensible est supérieure à l'étendue de la partie homogène du profil de dose du faisceau (elle-même fonction de la taille du champ, de l'énergie des photons et du système de collimation). Il y a donc dans ce cas une surestimation du nombre d'unités moniteur (UM) ou du temps d'irradiation. Cet effet est d'autant plus important que le rapport des tailles détecteur/faisceau est grand. La sous-estimation du FOC peut atteindre plusieurs dizaines de pourcents pour les très petits faisceaux (Figure 4) [16-19].
- Problème lié au manque d'équilibre électronique latéral : si la densité ou la composition des éléments du détecteur (volume sensible, paroi) diverge de celle du milieu environnant, il peut y avoir une modification significative de la réponse du détecteur en fonction de la taille du champ dans des conditions de non-EEL :
 - Si la densité ou la composition du détecteur est significativement différente de celle de l'eau, la présence du détecteur perturbe la fluence électronique. Dans le cas d'une chambre d'ionisation, le défaut d'EEL est aggravé par la présence de la cavité d'air de la chambre. Dans le cas d'une diode, le défaut d'EEL est partiellement compensé par le silicium dont la densité (2,33) et le nombre atomique (14) sont plus élevés que ceux de l'eau, et par les matériaux entourant le volume sensible (Figure 5) [12, 18, 20]. L'effet sur la dose mesurée s'élève à quelques pourcents (environ 5%) pour une diode de stéréotaxie de très petit volume et pour des champs de taille inférieure à 10 mm.
 - Si la composition du détecteur est significativement différente de celle de l'eau, le rapport des pouvoirs de ralentissement massiques $(S/\rho)_{\text{eau/détecteur}}$ varie en fonction de la taille du champ car le spectre en énergie des électrons varie : plus le champ est petit, plus l'énergie moyenne des électrons est grande sur l'axe, l'énergie moyenne pouvant augmenter d'environ 100 keV pour un champ de 5 mm par rapport à un champ de 100 mm (Figure 6) [21, 22]. Cet effet peut conduire à une surestimation ou à une sous-estimation de la valeur du FOC selon le type de détecteur. Pour une chambre d'ionisation, la variation (diminution) du rapport des pouvoirs de ralentissement massiques restreints $(L/\rho)_{\text{eau/air}}$ pour un champ de 5 mm par

rapport à un champ de 100 mm de côté est cependant estimée à moins de 1% pour des faisceaux de photons de tension nominale inférieure à 15 MV [21]. La variation du rapport des pouvoirs de ralentissement massiques sur la gamme d'énergie considérée est également très faible (inférieure à 1%) pour les matériaux d'autres détecteurs habituels comme les diodes (silicium), les TLDs (LiF) ou les films argentiques (Figure 7) [22-24].

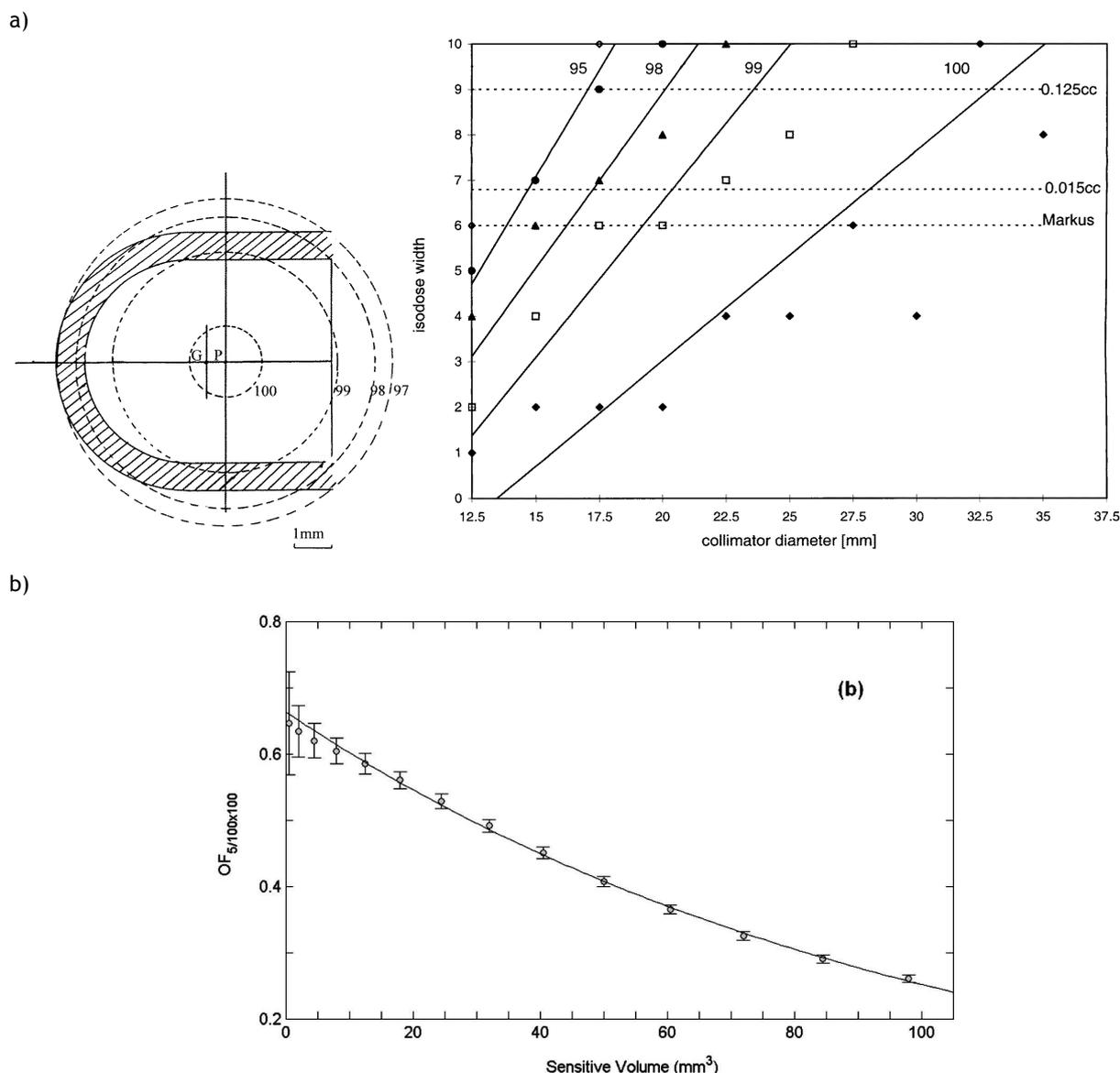


Figure 4 : (a) Superposition du volume sensible d'une chambre d'ionisation cylindrique (paroi hachurée) et des isodoses (traits pointillés) d'un faisceau circulaire de RX de 6 MV lorsque l'axe de la chambre est placé perpendiculairement à l'axe du faisceau (gauche) et superposition de la dimension maximale effective de chambres cylindriques de type PTW de 0,125 cm³ et 0,015 cm³ et plate de type Markus avec les largeurs d'isodoses en fonction du diamètre du champ (droite) (D'après McKerracher & Thwaites, 1999 [17]). (b) Variation de la valeur du FOC avec la taille du volume sensible du détecteur (détermination expérimentale avec du gel de polymère), pour un champ circulaire de 5 mm de diamètre et un faisceau de RX de 6 MV (D'après Pappas et al., 2005 [19]).

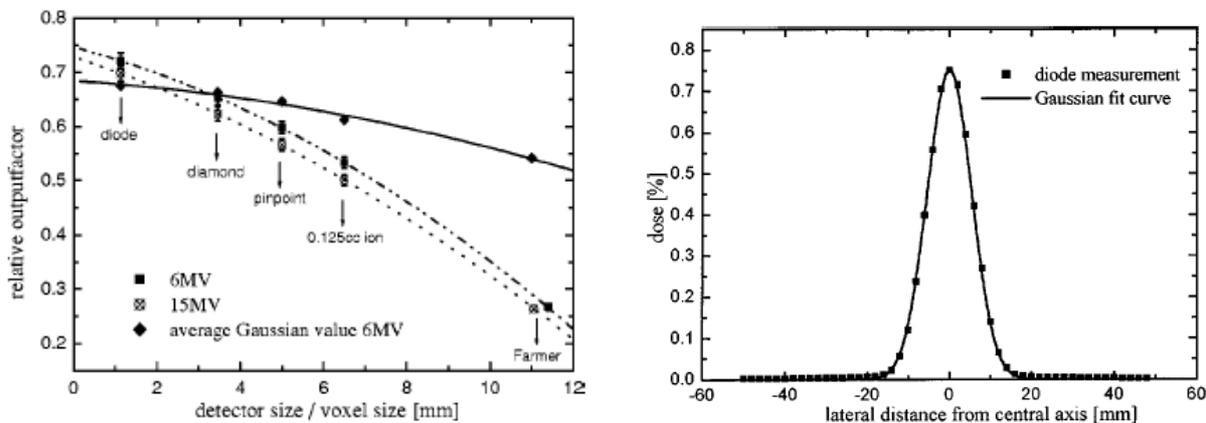


Figure 5 : Valeurs des FOC mesurées avec des détecteurs de tailles différentes dans un faisceau de 6 MV de 10 mm x 10 mm (graphe de gauche, courbe discontinue supérieure) comparées aux valeurs attendues si l'on tient compte uniquement de l'effet de la taille du détecteur (graphe de gauche, courbe continue). L'effet de la taille du détecteur est estimé par une moyenne sur l'étendue du détecteur d'une fonction gaussienne 3D ajustée sur les profils de dose mesurés (graphe de droite). L'écart entre les FOC mesurés et attendus révèle l'effet de perturbation du défaut d'EEL : diminution du FOC pour les chambres d'ionisation d'autant plus importante que le volume de la cavité est grand, augmentation pour la diode (PTW 60008) (D'après Laub & Wong, 2003 [18]).

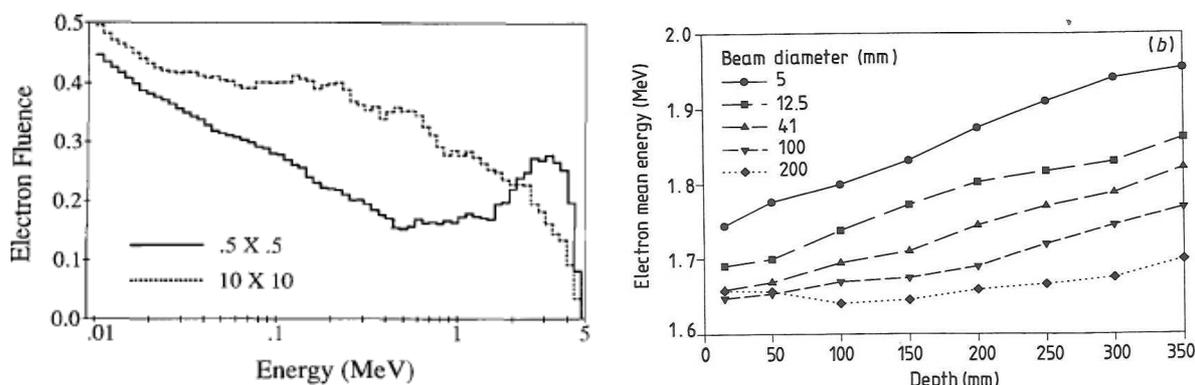


Figure 6 : Variation du spectre en énergie des électrons secondaires entre un champ de 5 mm de côté et un champ de 100 mm de côté, à une profondeur de 80 mm dans l'eau, pour un faisceau de photons monoénergétiques de 10 MeV (gauche) et énergies moyennes des électrons secondaires pour des champs circulaires de diamètres compris entre 5 mm et 200 mm, à différentes profondeurs dans l'eau, pour un faisceau de RX de tension nominale de 6MV (droite) (D'après Wu et al., 1993 (gauche) et Heydarian et al., 1996 (droite) [21, 22]).

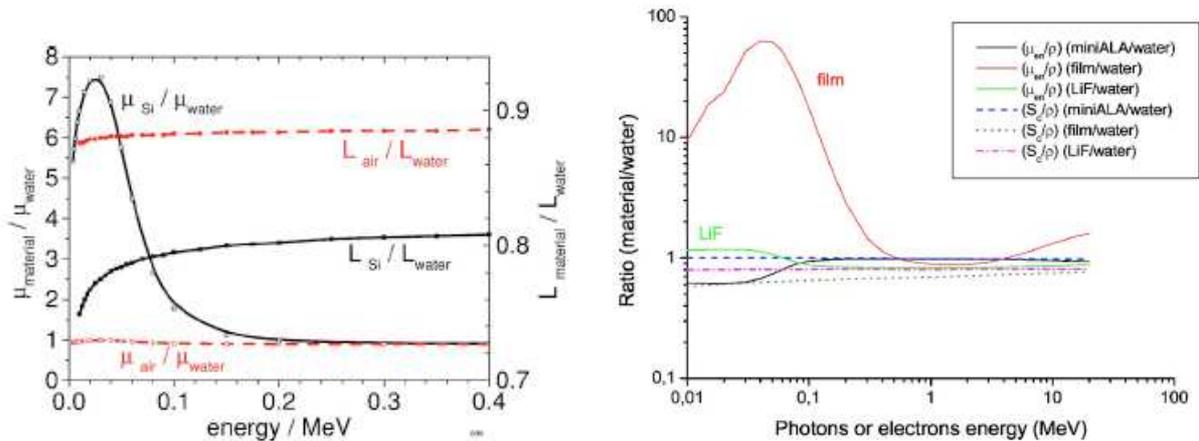


Figure 7 : Variation des rapports (détecteur/eau) des pouvoirs de ralentissement massiques et des coefficients d'absorption massiques en énergie pour les matériaux de différents types de détecteurs (D'après Sauer & Wilbert, 2007 (gauche) et Chen Abrego et al., 2007 (droite) [23, 24]).

- Problème lié à la variation du spectre en énergie des photons : le spectre en énergie des photons varie avec la taille du champ, l'énergie moyenne augmentant d'environ 300 keV pour un champ de 5 mm de diamètre par rapport à un champ de plus de 50 mm (Figure 8) [16, 22, 25]. Cela induit une modification de la réponse relative du détecteur si la composition des différents éléments qui le constituent (volume sensible, paroi, électrode, blindage) diverge de celle du milieu environnant.

Pour une chambre d'ionisation de type PinPoint PTW 31006 ayant une électrode centrale en acier (matériau de Z élevé), la surestimation de la dose dans les grands champs conduit à une sous-estimation du FOC pour les petits champs ; cet effet est estimé à environ 1% [26]. On peut s'attendre à un effet de ce type avec des films argentiques étant donné l'augmentation importante du coefficient d'absorption massique pour les énergies inférieures à 300 keV (Figure 7) [24].

Certaines diodes ont un blindage pour compenser leur sur-réponse aux photons diffusés dans les grands champs et à grande profondeur, due à l'augmentation importante du coefficient d'absorption massique du silicium pour les énergies inférieures à 200 keV (Figure 5). Les valeurs de FOC mesurées dans les minifaisceaux avec des diodes blindées sont supérieures de quelques pourcents aux valeurs obtenues avec des diodes non blindées (Figure 9) [17, 23, 25].

D'après la littérature internationale, il n'y a donc pas de consensus quant au meilleur détecteur à utiliser pour la mesure des FOCs dans les minifaisceaux : les chambres d'ionisation ont un volume trop important pour les plus petits champs et leur cavité perturbe la fluence des électrons ; les détecteurs solides avec des dimensions très petites ne sont pas nécessairement tissu-équivalents et peuvent donc avoir une sensibilité (réponse relative à l'eau) qui varie avec l'énergie et avec la taille du champ.

Un détecteur diamant est a priori mieux adapté que les diodes car le diamant, avec un numéro atomique égal à 6 et une densité de 2,26, est un meilleur tissu-équivalent (Figure 10 et tableau IV) [12]. Mais il faut être vigilant à la taille du volume sensible qui peut varier de façon significative dans les dosimètres commerciaux (diamant naturel). Par ailleurs, il a été observé une variation importante de la réponse de ce type de détecteur avec le débit de dose (Figure 11) [27]. Ces deux derniers problèmes pourraient être résolus par un nouveau type de détecteur diamant mis au point au CEA (diamant artificiel) [28, 29].

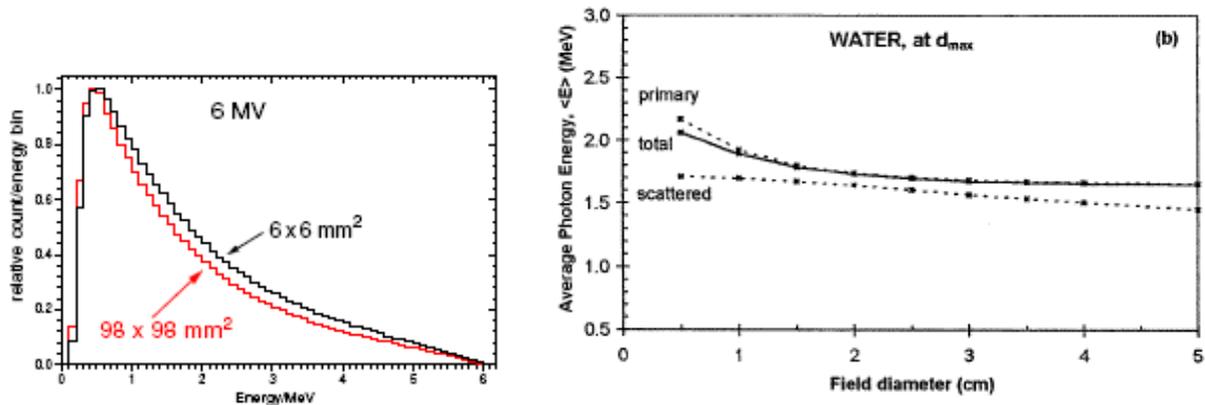


Figure 8 : Variation de l'énergie des photons en fonction de la taille du champ pour des faisceaux de RX de 6 MV. Spectres en énergie des photons pour des ouvertures de champs carrés de 6 mm et de 98 mm de côté définis par un miniMLC BrainLAB (mâchoires à 98 mm), à 1000 mm de la source (gauche) (D'après Ding et al., 2006 [25]). Energies moyennes des photons primaires, diffusés et totaux pour des champs circulaires de diamètres compris entre 5 mm et 50 mm, à la profondeur du maximum de dose dans l'eau (droite) (D'après Verhaegen et al., 1998 [16]).

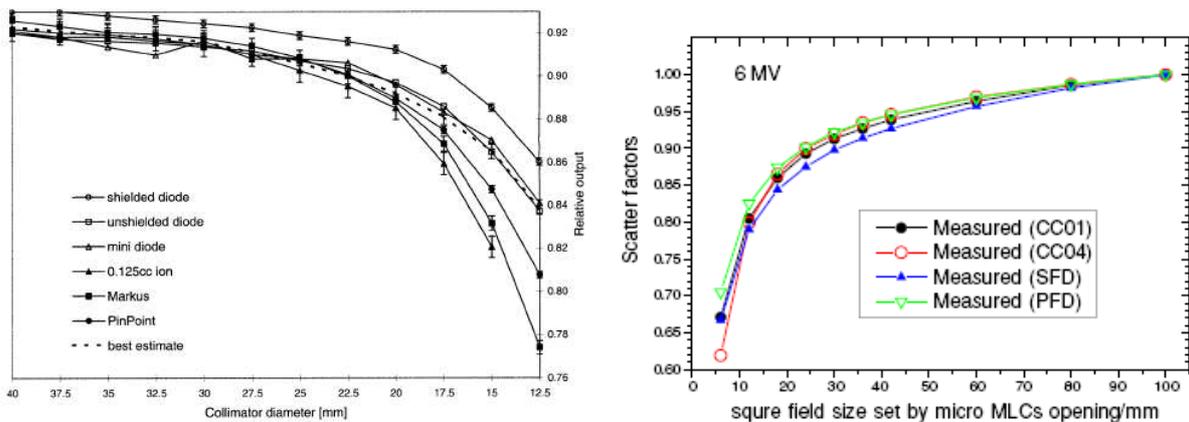


Figure 9 : Valeurs des FOC mesurées avec différents détecteurs (chambres d'ionisation et diodes) dans des faisceaux de 6 MV. Les valeurs obtenues avec des diodes blindées (« shielded diode » dans le graphe de gauche et « PFD » dans le graphe de droite) sont supérieures de quelques pourcents aux valeurs obtenues avec des diodes non blindées (« unshielded diode » et « mini diode » dans le graphe de gauche et « SFD » dans le graphe de droite) (D'après McKerracher & Thwaites, 1999 (gauche) et Ding et al., 2006 (droite) [17, 25]).

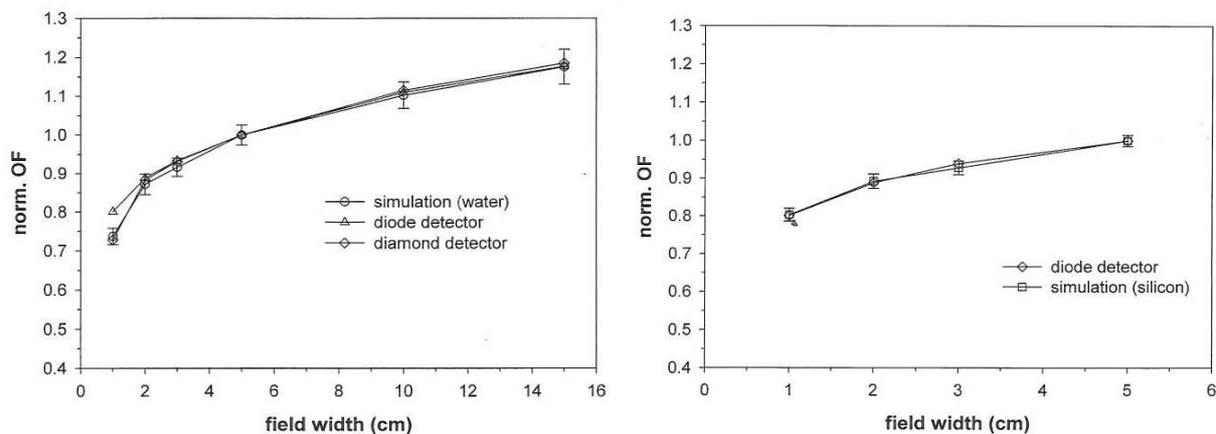


Figure 10 : Comparaison des FOCs d'un faisceau de RX de 6 MV calculés par simulation de Monte Carlo et mesurés avec une diode de stéréotaxie (PTW 60008) et un détecteur diamant (PTW 60003) dans un fantôme d'eau (gauche). Une simulation faite en remplaçant l'eau par du carbone au niveau du volume sensible du détecteur donne les mêmes résultats que ceux obtenus par la mesure respectivement avec la diode et avec le diamant, rendant compte de l'influence du matériau du volume sensible sur la réponse des détecteurs (droite) (D'après Haryanto et al., 2002 [12]).

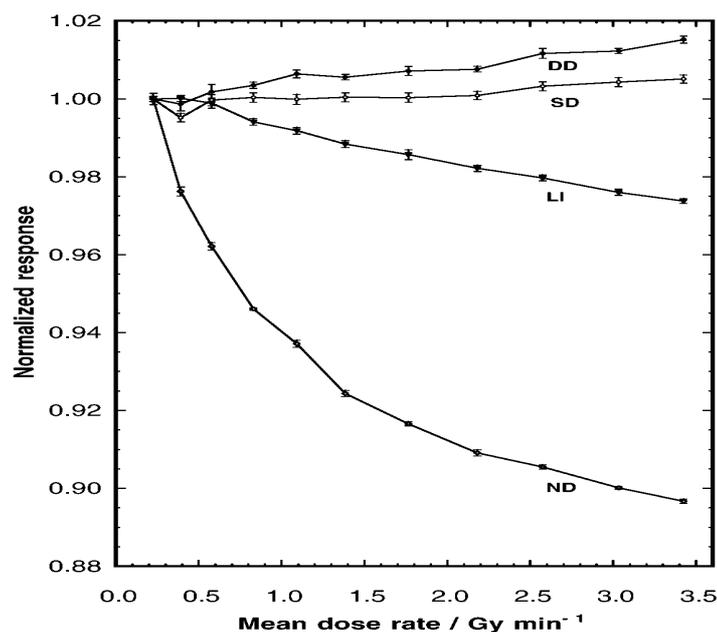


Figure 11 : Variation de la réponse de différents détecteurs avec le débit de dose : diamant (ND), chambre d'ionisation liquide (LI) et diodes (SD et DD) (D'après Westermarck et al., 2000 [27]).

D'autres détecteurs à volume sensible non gazeux ont été testés car ce sont de bons tissus-équivalents : microcubes de LiF (RTL), chambres d'ionisation liquides, scintillateurs plastiques, pastilles d'alanine (lecture par RPE), gels de polymères (IRM), films radiochromiques et verres dopés (RPL) [14, 19, 24, 27, 30, 32]. Les résultats sont prometteurs mais ces détecteurs sont peu répandus aujourd'hui dans les centres de radiothérapie car, soit leur manipulation est lourde ou délicate, soit leur utilisation est encore au stade expérimental.

- Problème lié à la position relative des mâchoires de l'accélérateur et des lames du miniMLC : les incertitudes sur l'ouverture et le centrage des mâchoires de l'accélérateur en amont du miniMLC peuvent être source d'erreurs sur la valeur du FOC [25]. Un écart d'ouverture des mâchoires a une influence sur la mesure de la dose d'autant plus importante que les champs réalisés par les lames sont petits et que le champ réalisé avec les mâchoires a une dimension proche de celui réalisé avec les lames, et notamment pour les champs carrés de côté inférieur à 10mm. Par exemple, pour un champ carré de 6x6 mm² défini par les lames et un champ carré de 5mm de côté au lieu de 6mm réalisé avec les mâchoires (écart sur la dimension du côté de 1mm), la dose mesurée est inférieure de 9% à celle attendue (communication personnelle de Guy Brunet). A l'inverse, la dose mesurée augmente rapidement lorsque la taille du champ réalisé par les mâchoires augmente par rapport à la taille du champ défini par le MLC, avant d'atteindre un plateau (Figure 12). En conséquence, pour obtenir une mesure de FOC fiable il faut absolument veiller à ce que l'ajustement entre le champ carré réalisé avec le miniMLC et le champ carré réalisé avec les mâchoires corresponde à celui attendu, surtout pour les dimensions de champ inférieures à 10mm.

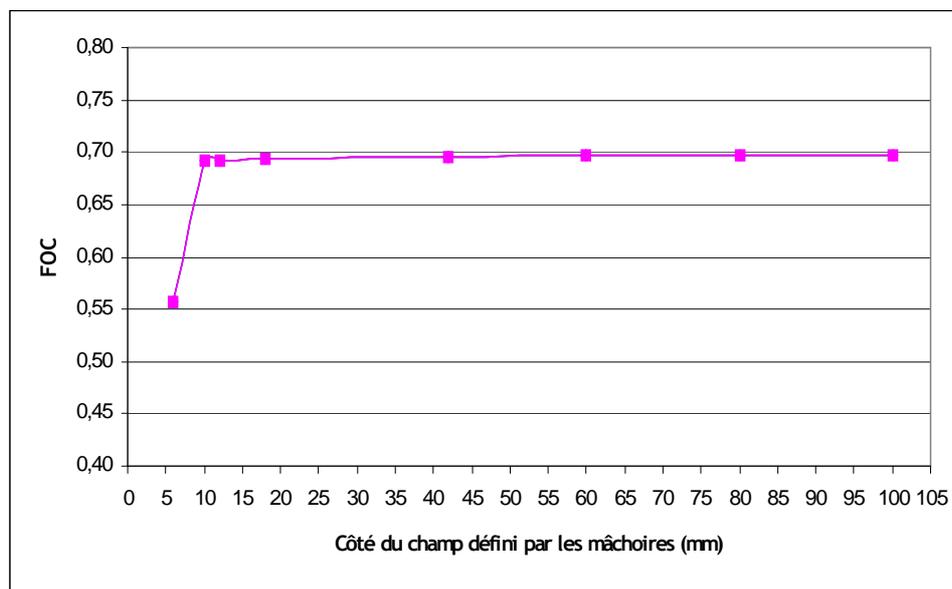


Figure 12 : Variation du FOC mesuré pour un champ carré de 6mm de côté défini par le miniMLC en fonction de l'ouverture des mâchoires dans le cas d'un appareil Novalis (Communication personnelle de Guy Brunet).

4.2.5 RENDEMENTS EN PROFONDEUR ET RTM

Les problèmes relatifs à la mesure des rendements en profondeur (PDD) dans les minifaisceaux sont les suivants :

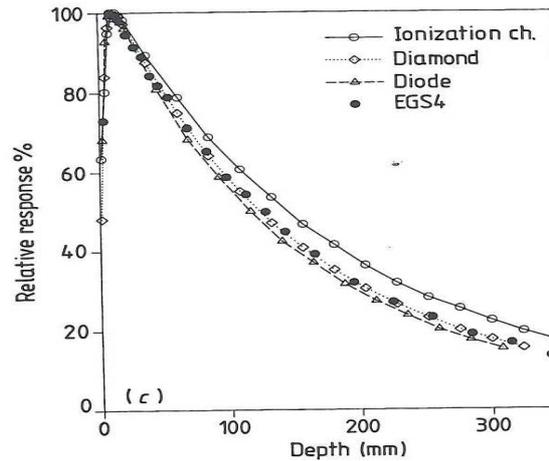
- Problème dû à la variation de la taille du champ avec la profondeur : ce problème est de même nature que pour la mesure du FOC même si l'effet est moins important : la taille du champ variant avec la profondeur, la réponse relative d'un détecteur peut être différente suivant la taille de son volume sensible et sa composition. Cela peut conduire à une surestimation de plusieurs pourcents de la courbe de rendement en profondeur, due à une sous-estimation de la dose à la profondeur du maximum de dose (Figure 13) [22].
- Problème de l'alignement du déplacement vertical du détecteur avec l'axe du faisceau : dans les très petits faisceaux, un déplacement latéral du détecteur peut modifier sensiblement la valeur de la dose mesurée à cause de la non-homogénéité du profil : un déplacement de 1 mm peut conduire à un écart de dose allant jusqu'à 5% [25]. Cela nécessite d'être très vigilant sur l'alignement géométrique du déplacement du détecteur avec l'axe du faisceau, notamment dans les cuves à eau automatisées. Il faut de même être vigilant sur l'alignement du bras de l'accélérateur et donc du faisceau qui, s'il n'est pas strictement perpendiculaire à la surface d'entrée de l'eau de la cuve peut engendrer le même type d'erreur.

La mesure des RTM ne pose pas de problèmes concernant la taille et la composition du détecteur car il n'y a pas de variation de la taille du champ avec la profondeur. Il faut cependant souligner le problème dû aux fluctuations inhérentes à ce genre de mesure : les remous à la surface de l'eau entraînent un bruitage de la mesure du niveau d'eau.

4.2.6 PROFILS DE DOSE

La mesure des profils de dose pour les minifaisceaux pose essentiellement le problème de la taille du détecteur : une taille trop grande du volume sensible entraîne un lissage de la courbe du profil et donc une erreur sur les mesures de l'épaule (donc sur l'isodose de prescription) et de la pénombre (Figure 14) [11, 17, 18, 25].

a)



b)

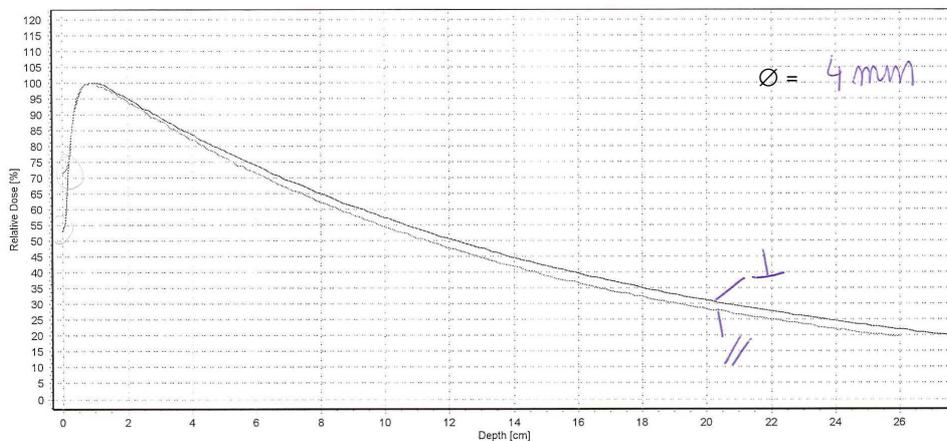


Figure 13 : a) Comparaison de rendements en profondeur d'un faisceau de RX de 6 MV de 5 mm de côté, obtenus par simulation de Monte Carlo (EGS4) et par des mesures avec différents détecteurs : chambre d'ionisation de 0,12 cm³ et de diamètre interne égal à 4 mm (Scanditronix RK 83-05), diamant (PTW Riga) et diode (Scanditronix PFD) (D'après Heydarian et al., 1996 [22]). b) Rendements en profondeur mesurés pour un faisceau de RX de 6 MV et de 4 mm de diamètre (accélérateur Novalis avec collimateurs coniques), avec une chambre de type PinPoint PTW 31006 dont l'axe est placé perpendiculairement (\perp) ou parallèlement ($//$) à l'axe du faisceau. Pour des tailles de champ supérieures à 10 mm, les deux courbes sont parfaitement superposées (non présenté ici) [Communication personnelle de G. Brunet].

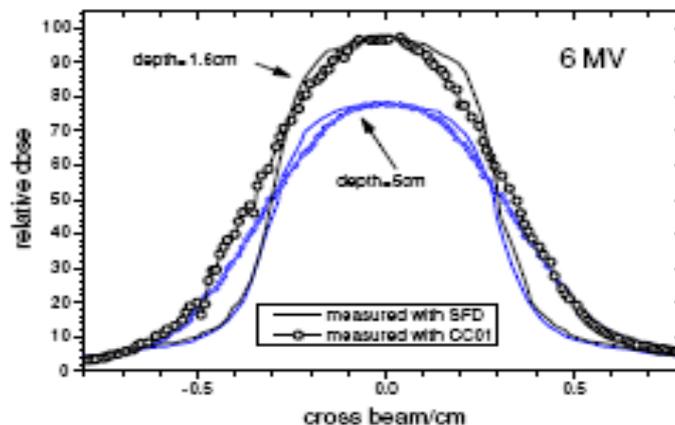


Figure 14 : Comparaison des profils de dose mesurés avec des détecteurs de taille différente pour un champ de 6 mm de côté. On note le lissage du profil mesuré avec la chambre CC01 (diamètre du volume sensible égal à 2 mm) par rapport au profil mesuré avec la diode de stéréotaxie SFD (diamètre du volume sensible égal à 0,6 mm) (D'après Ding et al., 2006 [25]).

4.3 REFERENCES METROLOGIQUES POUR LES MINIFAISCEAUX

Seule une mesure de dose absolue avec un calorimètre dans un laboratoire primaire de métrologie et dans les conditions d'utilisation clinique des faisceaux (champs de taille < 30 mm) permettrait de connaître la dose exacte avec une grande précision. Le LNHB a été convié à une réunion du GT durant laquelle les informations suivantes ont été recueillies.

Le LNHB participe au *joint research program* (JRP) européen EURAMET (European Association of National Metrology Institutes) intitulé « External Beam Cancer Therapy » dont certains *Work Packages* sont relatifs aux références métrologiques pour la dosimétrie des petits faisceaux. Le JRP traite de l'établissement de références absolues dans des champs de dimensions plus proches de celles utilisés cliniquement. Ce projet couvre la période 2008-2010 et n'a pour l'instant pas de lien avec le groupe de travail de l'AIEA « Dosimetry Code of Practice for small fields and Novel beams » (voir section 4.5).

Pour la calorimétrie graphite, le compromis entre sensibilité et volume de l'absorbeur conduit à une dimension minimale du champ de 20 mm x 20 mm. Il ne peut donc pas être utilisé comme dosimètre standard primaire pour des minifaisceaux de taille inférieure à cette limite, en particulier pour les très petits faisceaux (< 10 mm x 10 mm) où l'incertitude sur la dose mesurée est la plus importante. Quant au calorimètre eau, il permettrait (selon les laboratoires étrangers impliqués dans le JRP) d'explorer des champs de 30 mm de diamètre minimum.

Le dosimètre de Fricke peut être considéré comme quasi primaire, mais il faut également un volume suffisant (de l'ordre de celui de l'absorbeur du calorimètre graphite) pour avoir une lecture fiable, ce volume étant trop grand pour les minifaisceaux.

Dans le cadre du projet EURAMET, le LNHB étudie pour les petits champs (faisceaux de RX de 6 MV, avec et sans cône égalisateur, 12 MV avec cône égalisateur) :

- un étalon primaire : calorimétrie graphite pour des champs de côté ≥ 20 mm ;
- un étalon de transfert : alanine pour des champs de diamètre ≥ 10 mm (modélisation par simulation de Monte Carlo pour évaluer les facteurs de correction).

En dehors du cadre du JRP, le LNHB étudie la calorimétrie dans l'eau pour la dosimétrie primaire et les détecteurs TLD frittés pour la dosimétrie de transfert.

Les résultats des études entreprises dans le cadre du programme européen de recherche seront disponibles à la fin du contrat (2010). Des rapports d'étape seront rédigés. L'étude porte actuellement sur les champs de 40 mm x 40 mm, le champ de 20 mm x 20 mm sera étudié en 2009. Le LNHB communiquera sur ces points entre autres dans le cadre des journées organisées par la SFPM.

En attendant, il n'existe pas de référence métrologique pour les minifaisceaux utilisés en RS (RX ou ^{60}Co). Un financement par l'Etat français serait nécessaire en complément du financement européen pour faire avancer plus vite la R&D dans le domaine de la métrologie des minifaisceaux.

4.4 RECOMMANDATIONS DES CONSTRUCTEURS

Les recommandations des constructeurs sur le matériel à utiliser pour effectuer la recette des appareils de stéréotaxie, en particulier les mesures des données dosimétriques, sont résumées dans le tableau V. Suivant le type de système utilisé pour la RS, les protocoles de mesures et les recommandations des constructeurs varient. Les documents des constructeurs auxquels se réfèrent la grande majorité des utilisateurs français concernant les protocoles de mesures à effectuer pour la recette des appareils sont ceux des constructeurs BrainLAB (miniMLC m3 et collimateurs coniques), Accuray (Cyberknife) et Elekta (Gamma Knife). Ces documents sont annexés au présent rapport (Annexe 2).

Concernant le débit de référence, BrainLAB recommande pour un accélérateur muni d'un miniMLC m3 une chambre d'ionisation étalonnée dont le volume de la cavité est égal à $0,125 \text{ cm}^3$ ou $0,3 \text{ cm}^3$ (*large detector*). Étant donné que cette mesure s'effectue dans un champ de dimension standard (100 mm x 100 mm), cette recommandation n'a pas lieu d'être puisque une chambre de référence habituelle de type Farmer de $0,6 \text{ cm}^3$ peut s'utiliser et a une meilleure sensibilité. La recommandation d'Elekta d'utiliser une chambre de $0,125 \text{ cm}^3$ est par contre justifiée étant donné la taille du champ de référence (diamètre = 18 mm, voir section 4.2.3). Accuray ne précise rien quant à la chambre de référence à utiliser.

Pour les mesures des FOC avec un accélérateur muni d'un miniMLC m3, BrainLAB recommande une chambre d'ionisation (CI) de type PinPoint dont le volume de la cavité est inférieur ou égal à $0,03 \text{ cm}^3$ (*medium size detector*). Cette recommandation n'est pas optimale étant donné que le miniMLC m3 peut définir des petits champs allant jusqu'à 6 mm de côté. La littérature internationale montre en effet que pour des champs aussi petits, une chambre de type PinPoint de $0,015 \text{ cm}^3$ sous-estime la valeur du FOC (Figures 3 et 4).

Pour les mesures des profils avec un miniMLC m3, BrainLAB recommande également une chambre d'ionisation (CI) de type PinPoint dont le volume de la cavité est inférieur ou égal à $0,03 \text{ cm}^3$ (*medium size detector*). Cette recommandation n'est pas non plus optimale car la littérature internationale montre qu'une chambre de type CC01 de $0,01 \text{ cm}^3$ lisse de façon importante les courbes de profils de dose des très petits champs (Figure 14). Pour la mesure des données de base, seul le profil d'un grand champ (-100 mm x -100 mm ou 400 mm x 400 mm) est requis par BrainLAB, ce qui peut justifier la recommandation sur le détecteur approprié. Cependant, cela ne met pas en garde les utilisateurs pour la mesure des profils des tout petits champs dans le cadre de l'étape de validation des profils calculés par le TPS.

Concernant les mesures des rendements en profondeur (ou RTM) avec un miniMLC m3, BrainLAB recommande une diode ou un détecteur diamant (*small detector*), sans toutefois donner plus de précision quant au type de diode à utiliser (taille du volume sensible, blindée ou non) ou quant à la taille du diamant. Par ailleurs, la variation importante de la réponse du diamant en fonction du débit de dose (Figure 11) pose la question de l'adaptation de ce type de détecteur à la mesure de courbes où le gradient de dose (ou de débit de dose) est élevé, même s'il a été montré que la mesure du rendement en profondeur avec un diamant pouvait être très proche de celle obtenue avec une diode ou une simulation de Monte Carlo (Figure 13).

Tableau V : Détecteurs recommandés par les constructeurs pour les mesures des données dosimétriques lors de la recette d'un système de radiothérapie stéréotaxique.

| | Accélér. + mini MLC m3 | Accélér. + cônes | CyberKnife | Gamma Knife (tous modèles) |
|---------------------------------|---|-------------------------|---|---|
| Document constructeur | BrainLAB : WOI 10-26 | BrainLAB : WOI 09-10 | Accuray: <i>Accuray Beam Commissioning Procedure</i> | Elekta: <i>Protocol for Absorbed Dose Rate et Gamma Knife Dosimetry & Treatment Planning</i> |
| Débit de référence ¹ | CI* = 0,125 ou 0,3 cm ³ (<i>large detector</i>) | CI | / | CI = 0,125 cm ³ (PTW 31010) |
| FOC ² | CI ≤ 0,03 cm ³ (PinPoint) (<i>medium size detector</i>) | CI | Diode PTW 60008 Alternative: films radiochromiques EBT | Données constructeur dans le TPS Gamma Plan (mesures par TLD, CI liquide et diode) |
| Rendements ou RTM ³ | Diode ou diamant (<i>small detector</i>) | CI | Diode PTW 60008 | Données constructeur dans le TPS Gamma Plan (mesures par diode et calcul analytique) |
| Profils ⁴ | CI ≤ 0,03 cm ³ (PinPoint) (<i>medium size detector</i>) | CI ou diode ou film | Diode PTW 60008 | Données constructeur dans le TPS Gamma Plan (mesures par film et calcul Monte Carlo) |

¹ Le débit de référence est appelé selon les constructeurs : *Nominal Linac Output* ou *Absorbed Dose Rate*

² Les FOC (ou facteurs de diffusé) sont appelés selon les constructeurs : *Scatter factors* ou *Output factors*

³ Les rendements ou RTM sont appelés selon les constructeurs : *PDD* ou *TMR* ou *TPR*

⁴ Les profils sont appelés selon les constructeurs : *Diagonal Radial Profiles* ou *Off-Axis Ratios* ou *Off-Center Ratios*

*CI : chambre d'ionisation

En outre, aucune recommandation n'est donnée sur l'orientation optimale des détecteurs (par exemple CI cylindrique avec l'axe parallèle ou perpendiculaire à l'axe du faisceau).

Dans la configuration d'un accélérateur avec collimateurs coniques dont le diamètre peut descendre jusqu'à 4 mm, BrainLAB recommande uniquement la chambre d'ionisation pour les mesures de FOC et de rendements en profondeur (ou RTM). De plus, BrainLAB ne donne aucune recommandation précise sur la taille des chambres d'ionisation adaptées. Quant à la mesure des profils, BrainLAB recommande aussi bien la CI que la diode ou le film, alors que les profils à mesurer concernent tous les collimateurs.

En 2007, BrainLAB a envoyé aux centres une mise à jour des manuels d'utilisation des logiciels de planification de BrainLAB, intitulée « Supplément révision 1.0, Logiciels de planification de radiothérapie de BrainLAB (iPlan RT Dose et BrainSCAN). Il s'agit d'un ensemble de recommandations en vue d'assurer la qualité et la sécurité des traitements. Une page de ce guide concerne la mesure de la dose dans les petits champs (Annexe 2). Le constructeur y recommande d'utiliser « le plus petit détecteur disponible » ayant « des dimensions nettement inférieures à la taille du champ » pour la mesure des FOC et des rendements (ou RTM), sans toutefois donner plus de précision. En outre, ce document décrète qu' « il est obligatoire de respecter les spécifications et recommandations établies par le fabricant de l'équipement de dosimétrie. En particulier, les détecteurs de dose ont chacun un intervalle de tailles de champs très spécifique pour lequel ils peuvent être appliqués ». Or un examen de la documentation technique des fabricants de détecteurs révèle que les spécifications sur l'intervalle de tailles de champs ne sont pas fiables (Tableau IV) (Annexe 4) : elles sont soit inexistantes (chambres et diodes Wellhöfer/IBA ; détecteur diamant PTW), soit incorrectes (Chambre Exradin A16), soit trop prudentes (chambres et diodes PTW).

Accuray recommande le même détecteur pour les mesures de FOC, de rendements (RTM) et de profils du CyberKnife : une diode de modèle PTW 60008. Ce détecteur est conçu pour des mesures dans des minifaisceaux (diamètre du volume sensible \cong 1 mm) et est a priori adapté à la mesure de ces trois types de données. Cependant, le Cyberknife délivre des faisceaux de diamètre allant jusqu'à 5 mm, et il a été montré que les mesures de FOC avec ce détecteur présentent un écart de plus de 5% par rapport à des estimations théoriques dans le cas des très petits champs (10 mm) (Figures 5 et 10). Accuray propose les films radiochromiques de type EBT comme alternative pour la mesure du FOC.

Le cas du Gamma Knife est particulier : les données relatives aux FOC, aux rendements et aux profils ne doivent pas être mesurées par l'utilisateur car elles sont introduites par le constructeur dans le TPS Gamma Plan. Ces données ont été mesurées sur une installation particulière du constructeur et sur un ensemble de sites clients. Elles ont été obtenues au moyen de différentes approches expérimentales et confrontées à des approches théoriques (calculs par simulation de Monte Carlo ou analytiques), et les résultats sont présentés dans la documentation du constructeur (Annexe 2). Pour les FOC, les résultats concordent avec une précision de $\pm 2\%$, y compris pour le plus petit collimateur de 4 mm de diamètre (en excluant les valeurs obtenues avec une chambre d'ionisation de type PinPoint où un écart de -25% est observé).

Aucun constructeur ne recommande de faire des mesures avec différents types de détecteurs et de les confronter.

On voit donc que de façon générale, les recommandations des constructeurs ne sont pas suffisamment précises ou complètes. Elles sont même parfois critiquables. Ces recommandations ne doivent donc pas être appliquées sans un examen critique de la part du radiophysicien.

4.5 PEUT-ON DEGAGER UN PROTOCOLE NATIONAL D'ETALONNAGE ?

Etant donné d'une part que l'étalonnage d'un système de radiochirurgie donné se fait dans les conditions de référence qui lui sont spécifiques, d'autre part qu'il n'existe pas de référence métrologique pour les minifaisceaux, **on ne peut pas aujourd'hui dégager un protocole national commun à tous les systèmes** (accélérateur conventionnel + miniMLC ou collimateurs coniques, Cyberknife, Gamma Knife).

L'AIEA a mis en place un groupe de travail « Dosimetry Code of Practice for small fields and Novel beams » pour préparer un protocole international sur la dosimétrie des minifaisceaux et des faisceaux nouveaux (utilisés en tomothérapie par exemple). L'IRSN a contacté le secrétaire scientifique de ce GT (Stan Vatnitsky) afin de demander si la France participait à ce travail et, dans le cas contraire, s'il était possible de rejoindre le groupe. La réponse fut qu'il était trop tard mais que les organisations professionnelles et potentiellement l'IRSN seraient consultés pour la revue du draft. D'après l'Agence, ce travail ne sera pas fini avant un an ou deux.

Cependant, il est possible et souhaitable que des règles de base communes à respecter pour la mesure des données nécessaires à la caractérisation dosimétrique des minifaisceaux soient établies dès aujourd'hui, quel que soit l'appareil, et que des recommandations soient proposées. C'est la tâche que s'est assignée ce GT.

5 ENQUETE NATIONALE AUPRES DES CENTRES UTILISATEURS

Afin d'identifier les pratiques en France concernant la dosimétrie des minifaisceaux utilisés en radiothérapie stéréotaxique, un questionnaire a été conçu et envoyé à tous les centres susceptibles de réaliser ce type de radiothérapie (Annexe 3). La liste des centres destinataires de l'enquête comprend les membres du STIC stéréo 2004 (14 centres), 5 centres dont la candidature a été retenue par l'INCa dans le cadre de l'appel d'offre sur la radiothérapie stéréotaxique des tumeurs extracrâniennes (conférence de presse de l'INCa du 8 février 2007), et 4 autres centres pratiquant la stéréotaxie.

Le questionnaire portait sur :

- les techniques de traitement pratiquées : radiochirurgie en une seule fraction, RS fractionnée intracrânienne ou extracrânienne ;
- l'appareillage utilisé : appareil d'irradiation et système de collimation ;
- les instruments de mesure utilisés pour la dosimétrie des minifaisceaux ;
- les protocoles suivis pour effectuer les mesures de caractérisation dosimétrique des minifaisceaux, c'est-à-dire les mesures des données de base utilisées pour la planification des traitements (débit de référence, FOC, PDD ou RTM et OAR).

De plus, les versions électroniques des tableaux de résultats des mesures ont été demandées afin de pouvoir déterminer la dispersion des valeurs mesurées suivant la taille des faisceaux et/ou la technique employée.

Au total, 19 centres sur 23 ont répondu à l'enquête (participation volontaire), parmi lesquels 15 centres ont rempli le questionnaire et ont fourni les résultats de leurs mesures des données de base et 4 centres ont répondu qu'ils n'étaient pas concernés à ce jour par les minifaisceaux (soit ils n'utilisent pas ou plus de minifaisceaux, soit ils n'ont pas encore réalisé ou terminé les mesures). Toutes les réponses à l'enquête ont été recueillies et synthétisées par l'IRSN. La plupart des résultats ont été analysés par le GT. Le récapitulatif des informations concernant les techniques de traitement, les appareillages, les protocoles de mesure et les détecteurs utilisés est reporté en détail en annexe 3.

5.1 MATERIEL ET PROTOCOLES DE MESURE

L'appareillage utilisé pour l'irradiation dans les centres ayant répondu à l'enquête est présenté dans le tableau VI. La grande majorité des centres utilise un accélérateur conventionnel avec un miniMLC (13/15). Parmi ces centres, 2 utilisent également des collimateurs coniques. L'énergie nominale des faisceaux de stéréotaxie est de 6 MV pour tous les centres, excepté pour un centre qui utilise les énergies de 25 MV dans 99% de ses applications cliniques et de 8 MV dans 1% des cas. Le miniMLC m3 de BrainLAB est de loin le plus utilisé (9/13 : 8 MLC additionnels et 1 MLC intégré (Novalis)), suivi du Millenium de Varian (2/13 : MLC intégrés), du Beam Modulator d'Elekta (1/13 : MLC intégré) et de l'Arancio DMLC de 3D Line (1/13 : MLC additionnel). Les côtés des plus petits faisceaux (symétriques) disponibles avec ces miniMLC sont respectivement de 6 mm, 10 mm, 8 mm et 6 mm. Trois centres ont un Cyberknife et deux centres ont un ou deux Gamma Knife. Les diamètres des plus petits faisceaux utilisés en clinique avec des localisateurs circulaires sont de 6 mm, 5 mm et 4 mm respectivement pour les accélérateurs conventionnels (avec collimateurs coniques additionnels), les Cyberknife et les Gamma Knife.

Les documents auxquels se sont référés les centres pour établir un protocole de mesure des données de base sont presque toujours les documents de BrainLab (WOI 10-26 pour les miniMLC et WOI 09-10 pour les localisateurs circulaires) dans le cas des centres utilisant un accélérateur conventionnel (Annexe 2). Seuls 2 centres qui ont un accélérateur et un miniMLC Elekta suivent un autre protocole. Les utilisateurs d'un CyberKnife ou d'un Gamma Knife suivent tous les procédures données par les constructeurs Accuray ou Elekta (Annexe 2). Le nombre et le type de détecteurs utilisés pour réaliser les mesures des différentes données nécessaires à la caractérisation dosimétrique des minifaisceaux sont reportés dans le tableau VII (a et b).

Pour le débit de référence, la plupart des centres suivent les recommandations des constructeurs lorsqu'elles existent (tableau V), mais certains suivent les recommandations habituelles pour ce type de mesure (chambre de 0,6 cm³). Quelques centres ont effectué des mesures supplémentaires avec des détecteurs non adaptés à une mesure de dose absolue de référence (chambre de type PinPoint ou diode).

Pour la mesure des FOC, moins d'un centre sur trois a utilisé plus d'un type de détecteur. Le détecteur de loin le plus courant dans les centres avec un accélérateur conventionnel est la chambre de petit volume PTW PinPoint 31006 (10 centres). L'unique détecteur employé par les centres avec un CyberKnife est la diode de stéréotaxie PTW type P 60008. Ces choix respectent les recommandations des constructeurs, respectivement BrainLAB et Accuray. Seulement 4 centres ont utilisé, en plus d'une chambre PinPoint, un autre détecteur (diode de stéréotaxie, diamant, film argentique). Un seul centre a confronté les mesures d'au moins 3 dosimètres différents.

Tableau VI : Appareillage utilisé par les centres pour l'irradiation en radiothérapie stéréotaxique.

| | Accélérateur conventionnel | | | | CyberKnife (RX 6 MV) | Gamma Knife (⁶⁰ Co) | Documents de référence (Annexe 2) Protocoles de mesure |
|-----------|----------------------------|--------------|------------------------------------|----------------|-------------------------|------------------------------------|---|
| | Accélérateur | Energie | MiniMLC | Localis. circ. | | | |
| Centre 1 | BrainLAB Novalis | 6 MV | BrainLAB m3 (intégré) | oui | / | / | BrainLab (MLC + localis.) |
| Centre 2 | Varian Clinac 23 EX | 6 MV | BrainLAB m3 | / | oui | / | BrainLab + Accuray (CyberKnife) |
| Centre 3 | Varian Clinac 2100 C | 6 MV | BrainLAB m3 | oui | / | / | BrainLab (MLC + localis.) |
| Centre 4 | Varian Clinac 23 EX | 6 MV | Varian Millenium-120 (intégré) | / | oui | oui | Accuray (CyberKnife) + Elekta (Gamma Knife) |
| Centre 5 | / | / | / | / | oui | / | Accuray (CyberKnife) |
| Centre 6 | / | / | / | / | / | oui (2) | Elekta (Gamma Knife) |
| Centre 7 | Elekta Si 25 | 6 MV | BrainLAB m3 | / | / | / | BrainLab |
| Centre 8 | Varian 2100 C | 6 MV | BrainLAB m3 | / | / | / | BrainLab |
| Centre 9 | Varian 2100 EX | 6 MV | Varian Millenium-120 (intégré) | / | / | / | BrainLab |
| Centre 10 | Elekta Synergy | 6 MV | Elekta Beam Modulator (intégré) | / | / | / | TPS CMS |
| Centre 11 | Varian 2100 CD | 6 MV | BrainLAB m3 | / | / | / | BrainLab |
| Centre 12 | Varian Clinac 600 C/D | 6 MV | BrainLAB m3 | / | / | / | BrainLab |
| Centre 13 | Varian 2100 C | 25 MV (8 MV) | BrainLAB m3 | / | / | / | BrainLab |
| Centre 14 | Elekta SL | 6 MV | 3D Line Arancio DMLC | / | / | / | Constructeur |
| Centre 15 | Varian Clinac 600 C/D | 6 MV | BrainLAB m3 | / | / | / | BrainLab |

Tableau VII : Détecteurs utilisés par les centres pour la caractérisation dosimétrique des minifaisceaux (taille < 30 mm).

VII a : Dose absolue (les valeurs tabulées indiquent le nombre de centres concernés)

| | Nombre de détecteurs utilisés | | | Chambre d'ionisation | | | | Autre |
|---------------------------|-------------------------------|-------|-------|----------------------|---------------------|-----------------------|-----------------------|--------------|
| | n = 1 | n = 2 | n ≥ 3 | 0,6 cm ³ | 0,3 cm ³ | 0,125 cm ³ | 0,015 cm ³ | Diode stéréo |
| <i>Débit de référence</i> | | | | | | | | |
| miniMLC | 10 | 2 | 0 | 4 | 5 | 2 | 1 | 2 |
| Localis. circ. add. | 1 | 0 | 0 | 1 | | | | |
| CyberKnife | 3 | 0 | 0 | 1 | | 2 | | |
| Gamma Knife | 2 | 0 | 0 | | | 2 | | |

VII b : Dose relative (les valeurs tabulées indiquent le nombre de centres concernés)

| | Nombre de détecteurs utilisés | | | Chambre d'ionisation | | | | | | Autre | | |
|---------------------|-------------------------------|-------|-------|----------------------|-----------------------|----------------------|----------------------|-----------------------|----------------------|--------------|---------|--------------------|
| | n = 1 | n = 2 | n ≥ 3 | 0,01 cm ³ | 0,015 cm ³ | 0,03 cm ³ | 0,04 cm ³ | 0,125 cm ³ | 0,15 cm ³ | Diode stéréo | Diamant | Film |
| <i>FOC</i> | | | | | | | | | | | | |
| miniMLC | 9 | 4 | 0 | 1 | 11 | | 1 | | | 2 | 1 | 1 (argentique) |
| Localis. circ. add. | 1 | 0 | 1 | | 2 | | | | | 1 | 1 | 1 (argentique) |
| CyberKnife | 3 | 0 | 0 | | | | | | | 3 | | |
| Gamma Knife | / | / | / | | | | | | | | | |
| <i>PDD ou RTM</i> | | | | | | | | | | | | |
| miniMLC | 7 | 4 | 1 | 1 | 6 | 1 | | 1 | | 5 | 2 | |
| Localis. circ. add. | 2 | 0 | 0 | | 2 | | | | | | | |
| CyberKnife | 3 | 0 | 0 | | | | | | | 3 | | |
| Gamma Knife | / | / | / | | | | | | | | | |
| <i>OAR</i> | | | | | | | | | | | | |
| miniMLC | 9 | 3 | 0 | | 8 | 1 | | | 1 | 3 | 1 | 1 (argentique) |
| Localis. circ. add. | 2 | 0 | 0 | | 2 | | | | | | | |
| CyberKnife | 3 | 0 | 0 | 1 | | | | | | 2 | | |
| Gamma Knife | 2 | 0 | 0 | | | | | | | | | 2 (radiochromique) |

Pour la mesure de la dose relative en profondeur (PDD ou RTM), moins d'un centre sur deux a utilisé plus d'un type de détecteur. Parmi les centres avec un accélérateur conventionnel, 5 centres se sont servi d'une diode de stéréotaxie (Scanditronix-Wellhöfer SFD, PTW type P 60008 ou PTW type E 60012) et 2 centres d'un détecteur diamant, suivant les recommandations de BrainLAB. Par contre, 5 centres n'ont utilisé que des chambres d'ionisation, de volume allant de 0,01 cm³ à 0,125 cm³, la chambre la plus utilisée étant encore la PTW PinPoint 31006. L'unique détecteur dont usent les centres avec un CyberKnife est la diode de stéréotaxie PTW type P 60008, suivant les recommandations d'Accuray. Un seul centre a confronté les mesures d'au moins 3 dosimètres différents.

Pour la mesure des profils de dose (OAR), un centre sur cinq a utilisé plus d'un type de détecteur. Suivant les recommandations des constructeurs, 9 centres avec un accélérateur conventionnel se sont servis d'une chambre de petit volume ($\leq 0,03$ cm³), 2 centres sur trois avec un Cyberknife ont utilisé une diode PTW type P 60008 et les 2 centres avec un Gamma Knife ont employé des films radiochromiques (Gafchromic). Par contre, 1 centre a utilisé une chambre d'ionisation de 0,125 cm³ et 2 centres une diode avec un accélérateur conventionnel, et un centre a choisi une chambre de petit volume (0,01 cm³) avec un CyberKnife. La chambre la plus courante est toujours la PTW PinPoint 31006. Seulement 4 centres se sont servi, en plus d'une chambre d'ionisation, d'un autre type de détecteur (diode de stéréotaxie, diamant, film argentique).

On voit donc que la plupart des centres suivent les recommandations des constructeurs, même quand elles ne sont pas optimales. Une petite minorité des centres utilise plusieurs types de détecteurs afin de confronter les résultats de leurs mesures, conformément aux recommandations de la littérature internationale qui conseillent plusieurs détecteurs de types différents, en particulier pour la mesure des FOC.

5.2 COMPARAISON DES DONNEES DE BASE

Les résultats des mesures des données de base effectuées dans les centres (FOC, rendements/RTM et profils) pour les faisceaux de RX de 6 MV (accélérateurs conventionnels et CyberKnife) sont présentés dans les figures 15 à 22, où sont également reportés des données de la littérature internationale, les données des constructeurs BrainLAB (issues du document WOI 10-26) et Accuray (« Composite » : valeurs moyennes des installations CyberKnife) et les résultats préliminaires de la campagne de mesures initiée avec l'IRSN. La documentation technique relative aux détecteurs mentionnés ici est présentée en annexe de ce rapport (Annexe 4).

5.2.1 FACTEURS D'OUVERTURE DU COLLIMATEUR (FACTEURS DE DIFFUSE)

Etant donné que la valeur des FOC dépend des conditions géométriques d'irradiation (collimation, distance source-surface du fantôme (DSP), profondeur z de mesure), les valeurs qui peuvent être comparées sont, en premier lieu celles relatives à des accélérateurs conventionnels avec le miniMLC m3 de BrainLAB, en deuxième lieu celles relatives aux accélérateurs conventionnels avec localisateurs circulaires et, en troisième lieu, celles concernant les CyberKnife.

Les valeurs des FOC pour les accélérateurs conventionnels (5 Varian Clinac, miniMLC additionnel et 1 Novalis, miniMLC intégré) avec le miniMLC m3 montrent une dispersion importante, d'autant plus grande que le champ est

petit (Figure 15a). L'écart entre la plus petite valeur et la plus grande est compris entre 5% et 10% pour les tailles de champ supérieures ou égales à 12 mm, et atteint environ 30% pour le plus petit champ de 6 mm de côté (valeurs comprises entre 0,45 et 0,6). Par rapport au tableau donné en exemple dans le document WOI 10-26 de BrainLAB, les valeurs mesurées dans les centres sont toutes supérieures aux données du constructeur pour les champs de côté supérieur à 12 mm, et inférieures à celle du constructeur pour le champ de 6 mm. Pour le plus petit champ, la valeur obtenue avec la diode SFD est supérieure à celle mesurée par la chambre CC01 (0,01 cm³), elle-même supérieure à toutes les mesures faites avec une chambre PinPoint de type PTW 31006 (0,015 cm³). L'influence de la configuration du système de collimation est significative : les mesures avec la diode SFD donnent des résultats différents de plus de 5% selon que le miniMLC est intégré (Novalis) ou ajouté à l'accélérateur (Varian Clinac) (Figure 15b).

Parmi les détecteurs les plus usuels (chambre volume $\leq 0,015$ cm³, diode de stéréotaxie), l'influence du choix ou de la position du détecteur est significative (Figure 16). La dispersion des valeurs de FOC obtenues avec des chambres d'ionisation de petit volume (PTW 31006, PTW 31014 et CC01) est de l'ordre de 5% et 10% pour les champs respectivement de 12 mm et 6 mm (Figure 16a). La chambre CC01 (0,01 cm³) donne des valeurs supérieures aux chambres PTW (0,015 cm³) pour les plus petits champs. La chambre PTW 31014 (électrode centrale en aluminium) donne des valeurs supérieures d'environ 2% par rapport à la chambre PTW 31006 (électrode centrale en acier). Le fait de placer une chambre cylindrique (CC01 ici) de telle façon que son axe soit parallèle à l'axe du faisceau (au lieu de la position perpendiculaire habituelle) permet de compenser en partie l'effet de volume et d'avoir une valeur de FOC supérieure dans le plus petit champ de 6 mm.

Pour un système de collimation identique (miniMLC intégré ou ajouté), la diode SFD donne des valeurs de FOC supérieures de plusieurs pourcents à celles mesurées avec une chambre PinPoint PTW pour le champ de 6 mm, et inférieures d'environ 2-3% pour les champs de côtés plus grands que 12 mm (Figure 16b). Si l'écart à 6 mm s'explique par l'effet de volume des chambres, l'écart inverse aux plus grands champs est plus difficile à interpréter. Il peut s'agir en partie d'un effet de variation de la réponse de la diode en fonction de l'énergie et/ou d'un effet de manche de la chambre. Un effet identique a été observé par Ding et al. dans une configuration où la position des mâchoires est fixée à 98 mm x 98 mm pour toutes les positions des lames (Figure 9, droite) [25].

D'après les figures 16c, on remarque que les données du constructeur BrainLAB (données en exemple dans WOI 10-26) correspondent à celles mesurées avec la diode SFD, excepté pour le champ de 6 mm. Pour ce dernier, la donnée de BrainLAB correspond à la mesure de Ding et al. avec la chambre CC01. Or Ding et al. avait obtenu pour ce champ les mêmes valeurs de FOC avec la chambre CC01 et avec la diode SFD, dans une configuration où la position des mâchoires est fixée à 98 mm x 98 mm (Figure 9, droite). L'écart d'environ 5% entre d'une part la mesure de l'IRSN avec la diode SFD et d'autre part la valeur donnée par BrainLAB et la mesure de Ding et al. avec la chambre CC01 pourrait s'expliquer par une légère erreur de centrage de la diode, ou par une légère asymétrie du collimateur.

Toutes conditions de mesure étant identiques (RX 6 MV, type de miniMLC, DSP, z, type et orientation du détecteur), on observe néanmoins environ 15% d'écart entre les valeurs extrêmes mesurées dans le champ de 6 mm avec la chambre PTW 31006, pour différents modèles d'accélérateurs Varian Clinac (Figure 17). Ceci peut

s'expliquer par une différence des systèmes de collimation en amont du miniMLC (mâchoires) et par les incertitudes expérimentales (centrage de la chambre).

Les valeurs des FOC mesurées par un centre avec différents détecteurs (chambre PinPoint PTW 31006, diode SFD et diamant PTW 60003), pour un accélérateur conventionnel avec localisateurs circulaires, mettent en évidence l'effet de la taille du diamant dans le plus petit champ de 4 mm de diamètre (Figure 18). Le fait que les réponses relatives de la diode et du diamant s'inversent pour les champs plus grands rend peut-être compte de l'effet de réponse en énergie de la diode suggéré plus haut.

Les valeurs de FOC mesurées pour les CyberKnife avec la diode PTW 60008 (recommandations du constructeur) sont très proches les unes des autres, l'écart maximal étant d'environ 5% dans le plus petit champ de 5 mm de diamètre (Figure 19). Les résultats obtenus par Wilcox et al [14] avec des films radiochromiques (Gafchromic EBT) sont également très proches, bien qu'ils paraissent très légèrement (1-2%) inférieurs pour les champs plus petits que 15 mm et supérieurs pour les plus grands champs. Le très bon accord entre la diode PTW 60008 et les films Gafchromic EBT semble contredire l'étude faite par Haryanto et al. [12] par simulation de Monte Carlo concernant l'influence du silicium sur la réponse de la diode (Figure 10). Les résultats obtenus avec des chambres de très petit volume (0,007 cm³ Exradin A16 et 0,01 cm³ CC01) sont quant à eux très nettement inférieurs, d'environ 15% pour le champ de 5 mm et 5% pour le champ de 10 mm, dû à l'effet de volume.

5.2.2 RENDEMENTS EN PROFONDEUR ET RTM

Les rendements en profondeur (ou les RTM) dépendent de la qualité du faisceau, de la DSP (ou de la DSD) et de la taille du champ. Les mesures comparées, pour une DSP (DSD) et une taille de champ données, correspondent donc soit à des accélérateurs de même type (CyberKnife), soit à des accélérateurs d'un même constructeur et ayant des indices de qualité proches.

Les rendements (PDD) mesurés avec différents types de détecteurs (chambres PTW 31006, CC01 et CC04, diodes SFD et PTW E 60012, diamant PTW 60003), pour des accélérateurs conventionnels (RX 6 MV) avec miniMLC m3 de BrainLAB, sont comparés pour le plus petit champ de 6 mm et pour le champ de référence (100 mm) (Figure 20). Pour le champ de 6 mm, l'écart maximum est d'environ 2% (Figure 20a). Les valeurs obtenues avec les chambres CC01 et CC04 et avec le diamant sont supérieures à celles mesurées avec les diodes. Dans le champ de 42 mm, l'écart entre les courbes n'est plus que de 1% (résultats non présentés ici), et se réduit ensuite pour être inférieur à 1% dans le champ de référence (100 mm) (Figure 20b). On pourrait expliquer cet écart par l'effet de la taille du volume sensible induisant une sous-estimation de la dose à la profondeur du maximum pour les plus petits champs (Figure 13). Cependant, l'écart entre les courbes est similaire pour les champs de 6 mm et 18 mm (résultats non présentés ici). Par ailleurs, la chambre PTW 31006 donne la même courbe que les diodes alors que son volume sensible (0,015 cm³) est intermédiaire par rapport à ceux des chambres CC01 (0,01 cm³) et CC04 (0,03 cm³). Concernant la réponse du diamant, l'écart pourrait être dû à l'augmentation de sa sensibilité avec la diminution du débit en profondeur (Figure 11).

Les RTM mesurés avec la diode PTW 60008 pour le collimateur de 5 mm du CyberKnife sont en parfait accord (meilleur que 1%), excepté pour la dose en entrée où on observe une dispersion des valeurs d'environ 10%

(Figure 21a). L'écart entre la courbe mesurée dans le centre 2 et les autres courbes, quelque soit le collimateur (Figures 21a et 21b), n'est qu'apparent : il est dû au fait que le centre 2 a réalisé les mesures de RTM sur un nombre plus restreint de profondeurs.

5.2.3 PROFILS DE DOSE

Les seuls profils de dose qui ont pu être comparés pour des petits champs sont ceux mesurés avec les installations CyberKnife, les autres données provenant soit d'installations différentes (accélérateur et/ou système de collimation), soit de mesures dans des conditions géométriques différentes (tailles de champ, DSP, profondeur), soit de mesures dans de grands champs (Annexe 3).

Les profils comparés ont été mesurés avec une diode PTW 60008 et avec une chambre CC01 (Figure 22). L'écart maximum entre les courbes est d'environ 0,3 mm pour tous les champs (diamètres de 5 mm à 30 mm). Curieusement, on n'observe pas de lissage du profil obtenu avec la chambre CC01 (voir section 4.2.6).

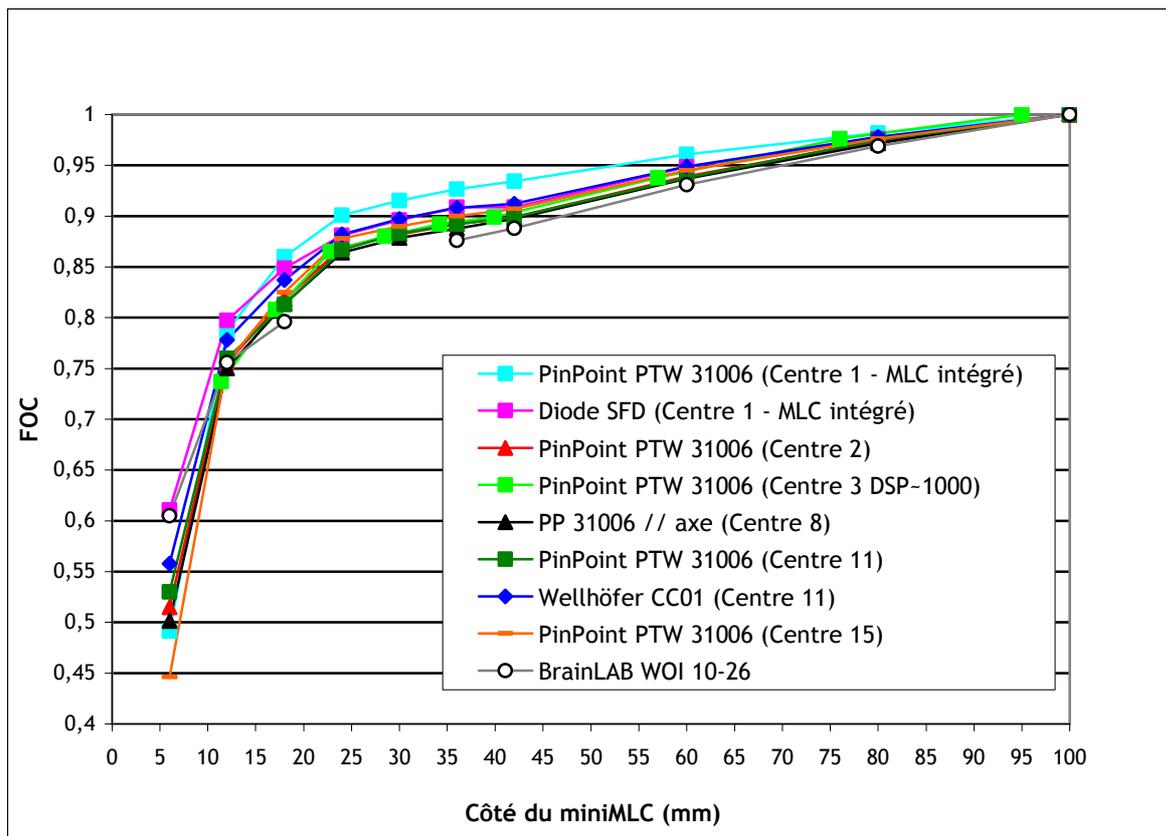
5.2.4 CONCLUSION

La comparaison des données mesurées par les centres corrobore les données de la littérature internationale concernant l'incertitude associée à la mesure des FOC : en utilisant les détecteurs recommandés par les constructeurs, la dispersion des valeurs est supérieure à 10% pour les plus petits champs (< 10 mm).

Pour les rendements en profondeur (RX), la dispersion des valeurs mesurées avec les différents détecteurs recommandés par les constructeurs est de l'ordre de 2% pour un champ de 6 mm de côté et inférieure pour les plus grands champs.

Pour les profils (RX), seules des mesures effectuées avec le CyberKnife, avec 2 détecteurs différents (CI de petit volume et diode), ont pu être comparées. Elles indiquent un écart entre les isodoses 50% inférieur à 0,3 mm pour un champ de diamètre de 5 mm. Ces résultats ne correspondent pas aux données de la littérature selon lesquelles une CI de petit volume n'est pas adaptée à la mesure des profils des très petits champs.

a)



b)

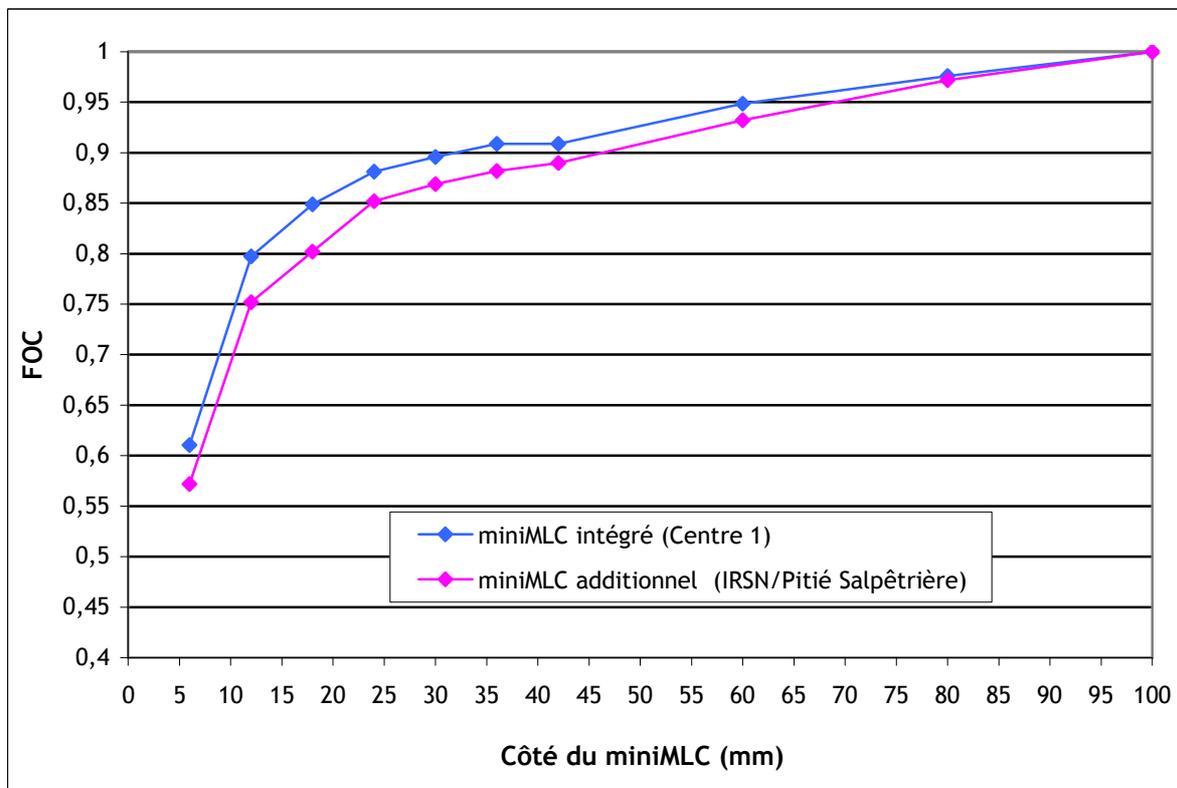


Figure 15 : a) FOC mesurés avec différents détecteurs pour le miniMLC m3 de BrainLAB (RX 6 MV), DSP = 1000 mm, z = 50 mm. b) Valeurs des FOC mesurés avec une diode SFD pour un miniMLC intégré (Novalis) ou ajouté à l'accélérateur (Varian Clinac). Les positions des lames du miniMLC et des mâchoires de l'accélérateur correspondent à la « diagonale » du tableau du protocole de BrainLab (WOI 10-26) : 6,12,18,24,30,36,42,60,80,100 (mm) pour les lames et 6,12,18,42,42,42,42,60,80,100 (mm) pour les mâchoires.

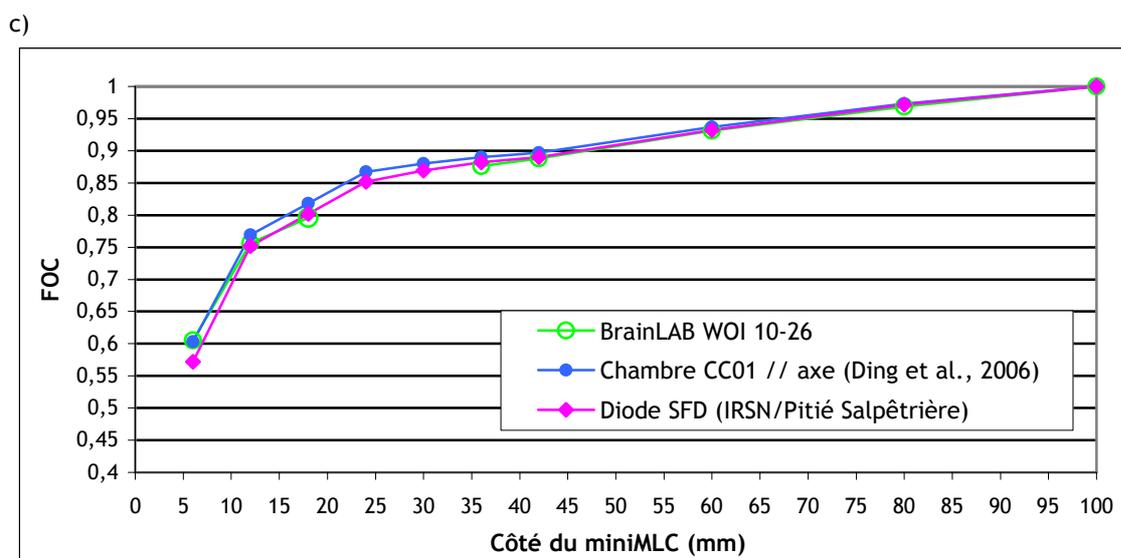
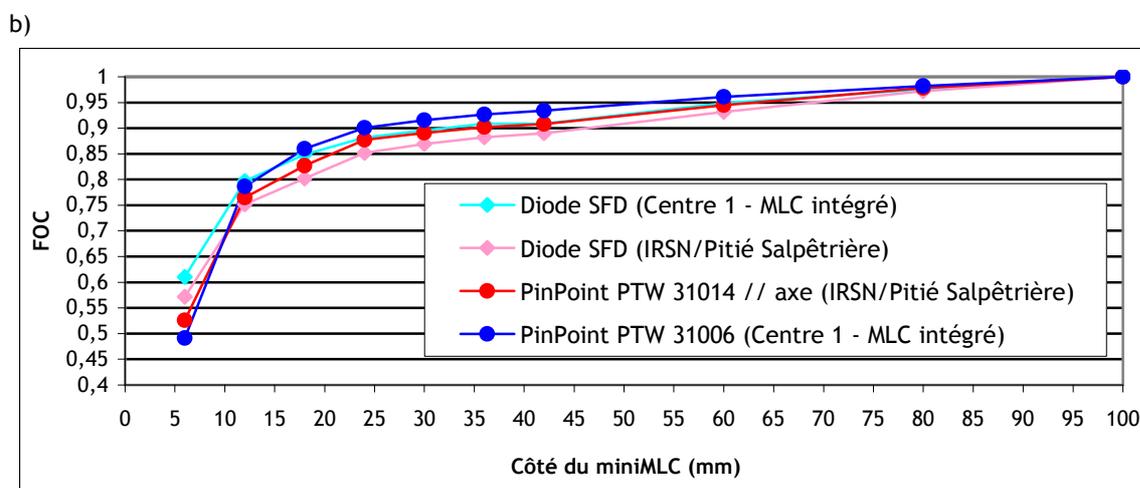
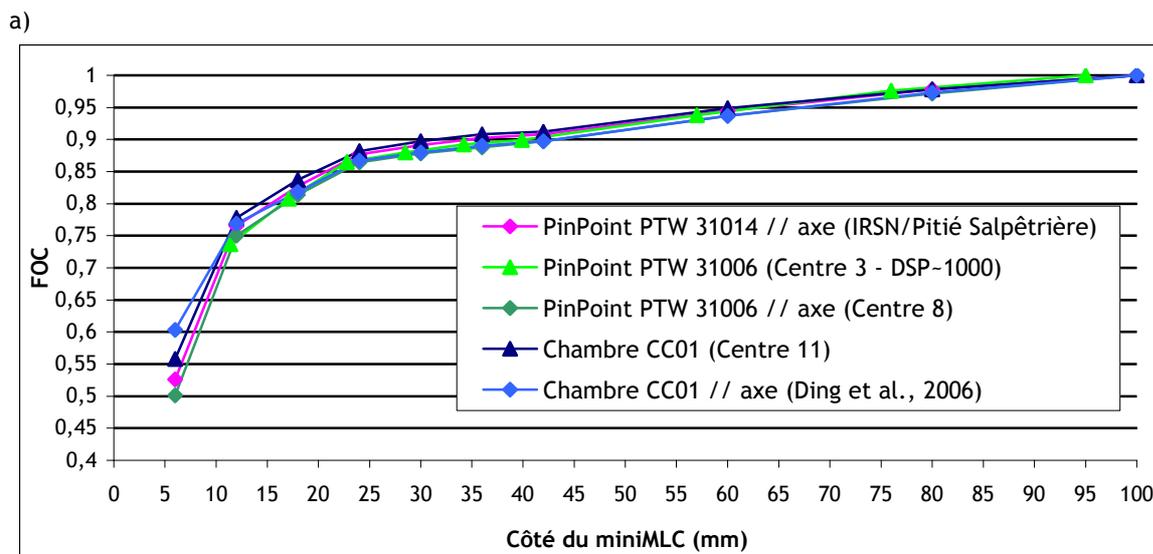


Figure 16 : FOC mesurés avec des détecteurs différents pour le miniMLC m3 de BrainLAB (RX 6 MV), DSP = 1000 mm, z = 50 mm. a) Mesures pour des accélérateurs Varian 2100 ou EX23 avec un miniMLC additionnel. b) FOCs mesurés avec la diode SFD et la chambre PinPoint PTW 31006. c) Comparaison avec les données de BrainLAB (document WOI 10-26). Les positions des lames du miniMLC et des mâchoires de l'accélérateur correspondent à la « diagonale » du tableau du protocole de BrainLab (WOI 10-26) : 6,12,18,24,30,36,42,60,80,100 (mm) pour les lames et 6,12,18,42,42,42,42,60,80,100 (mm) pour les mâchoires.

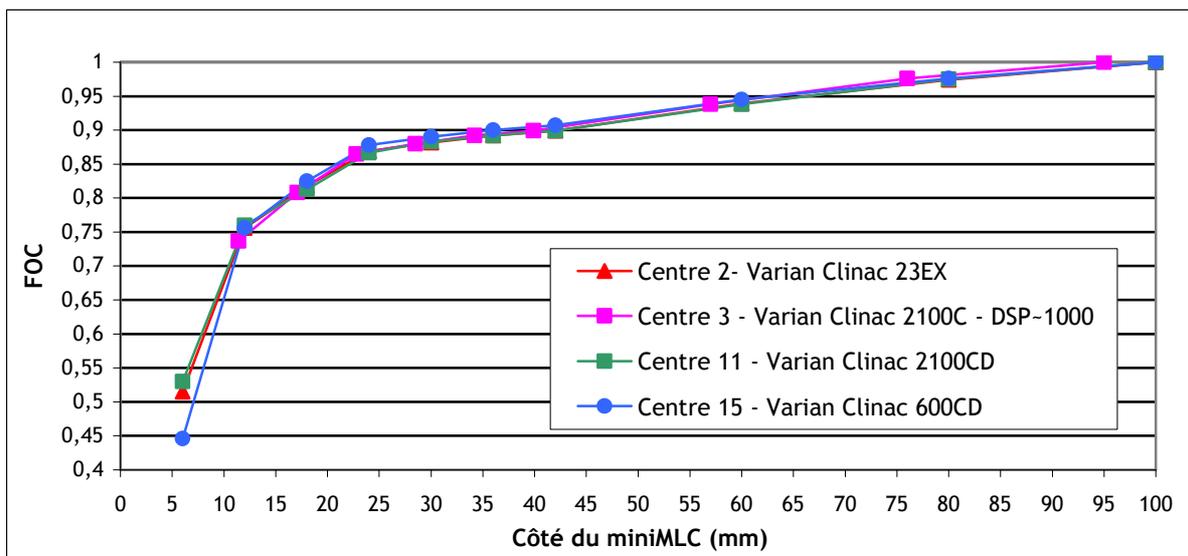


Figure 17 : FOC mesurés avec une chambre PTW 31006 perpendiculaire à l'axe du faisceau, pour le miniMLC m3 de BrainLAB (RX 6 MV), accélérateur Varian et miniMLC additionnel, DSP = 1000 mm, z = 50 mm. Les positions des lames du miniMLC et des mâchoires de l'accélérateur correspondent à la « diagonale » du tableau du protocole de BrainLab (WOI 10-26) : 6,12,18,24,30,36,42,60,80,100 (mm) pour les lames et 6,12,18,42,42,42,42,60,80,100 (mm) pour les mâchoires.

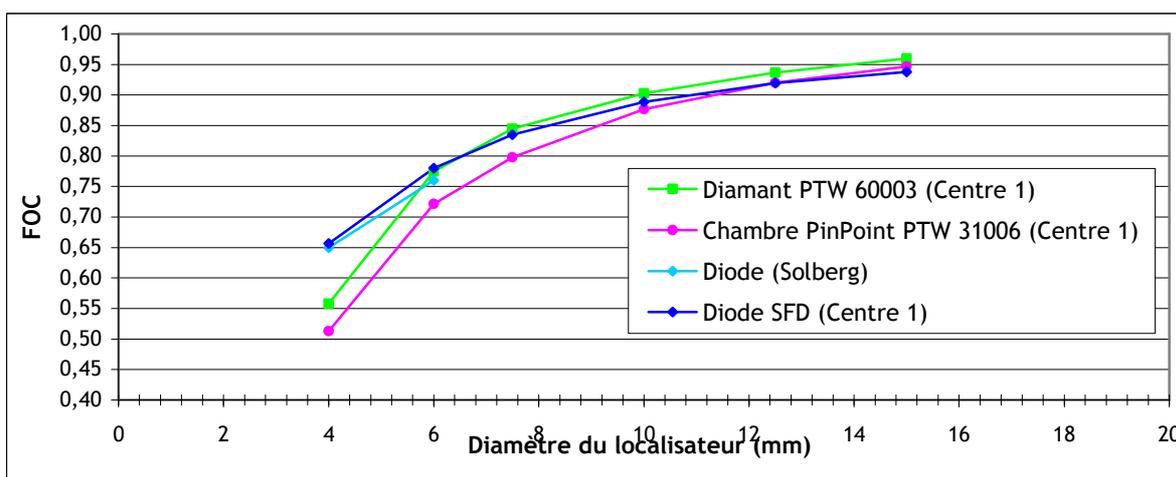


Figure 18 : FOC mesurés avec différents détecteurs pour un accélérateur conventionnel avec localisateurs circulaires (RX 6 MV), DSP = 1000 mm, z = 14 mm.

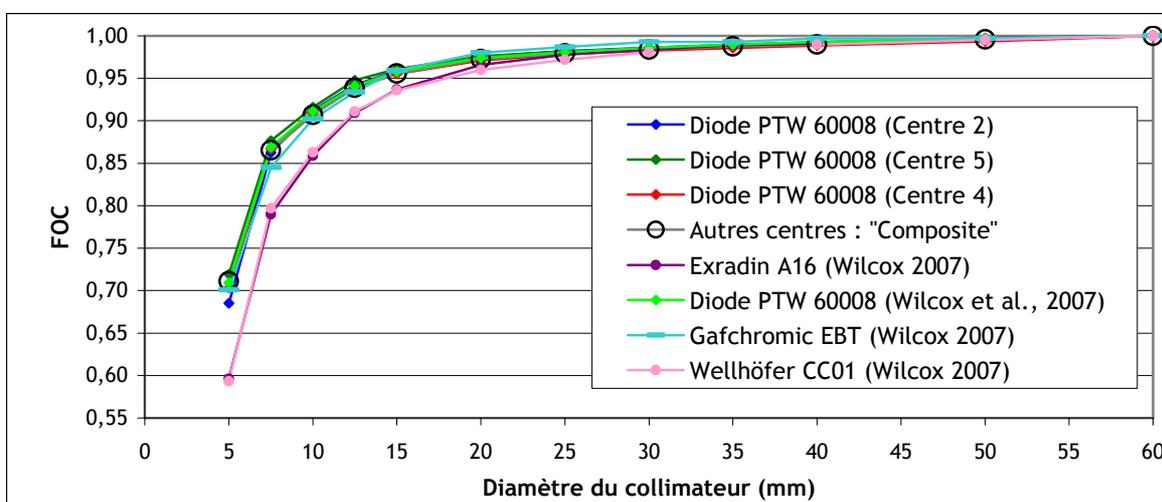
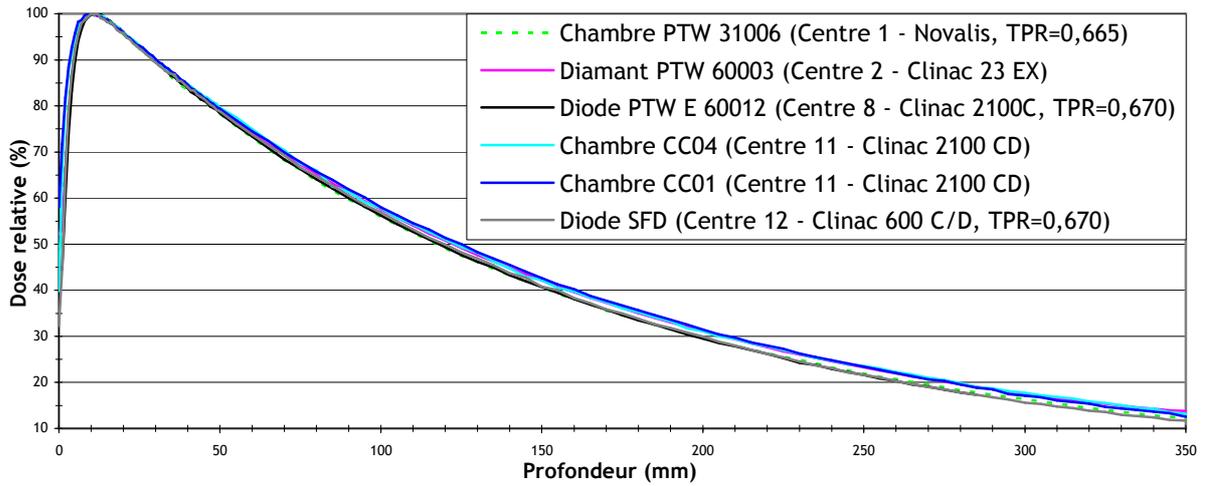


Figure 19 : FOC mesurés avec différents détecteurs pour le CyberKnife, DSD = 800 mm, z = 15 mm.

a)



b)

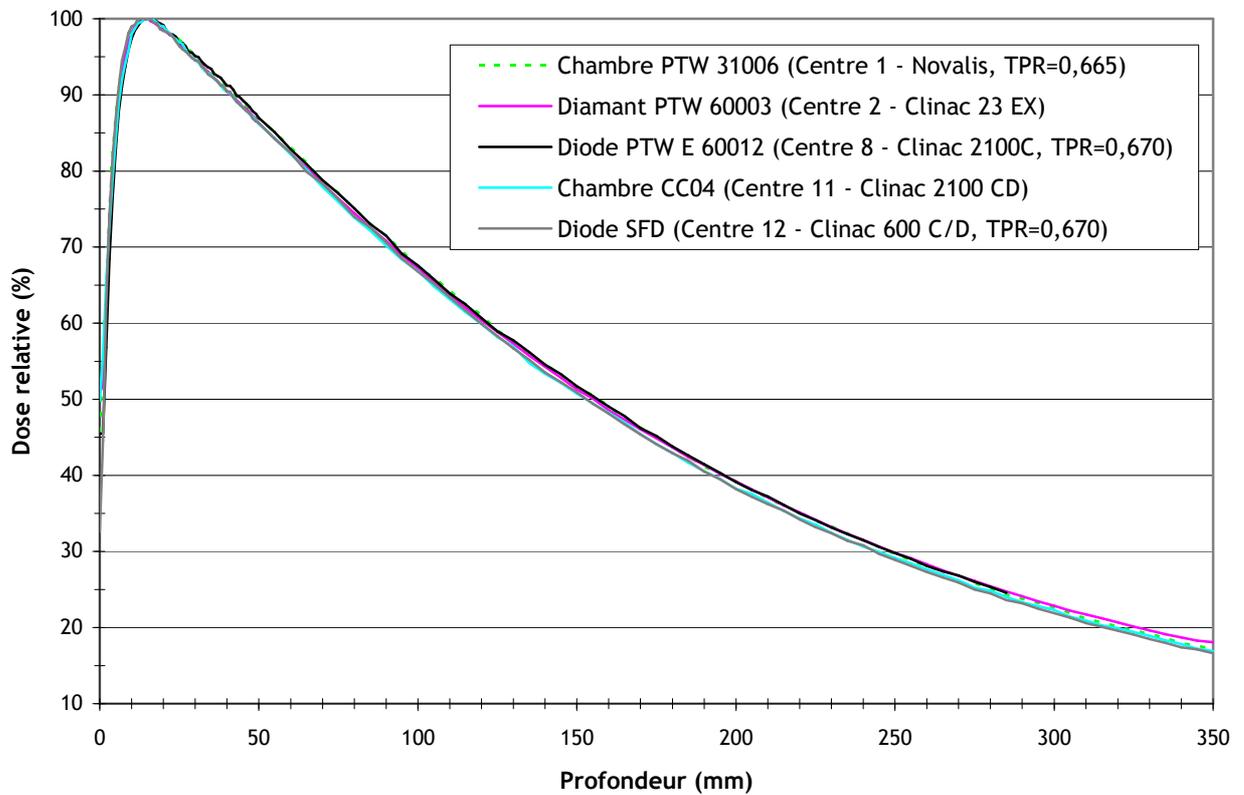
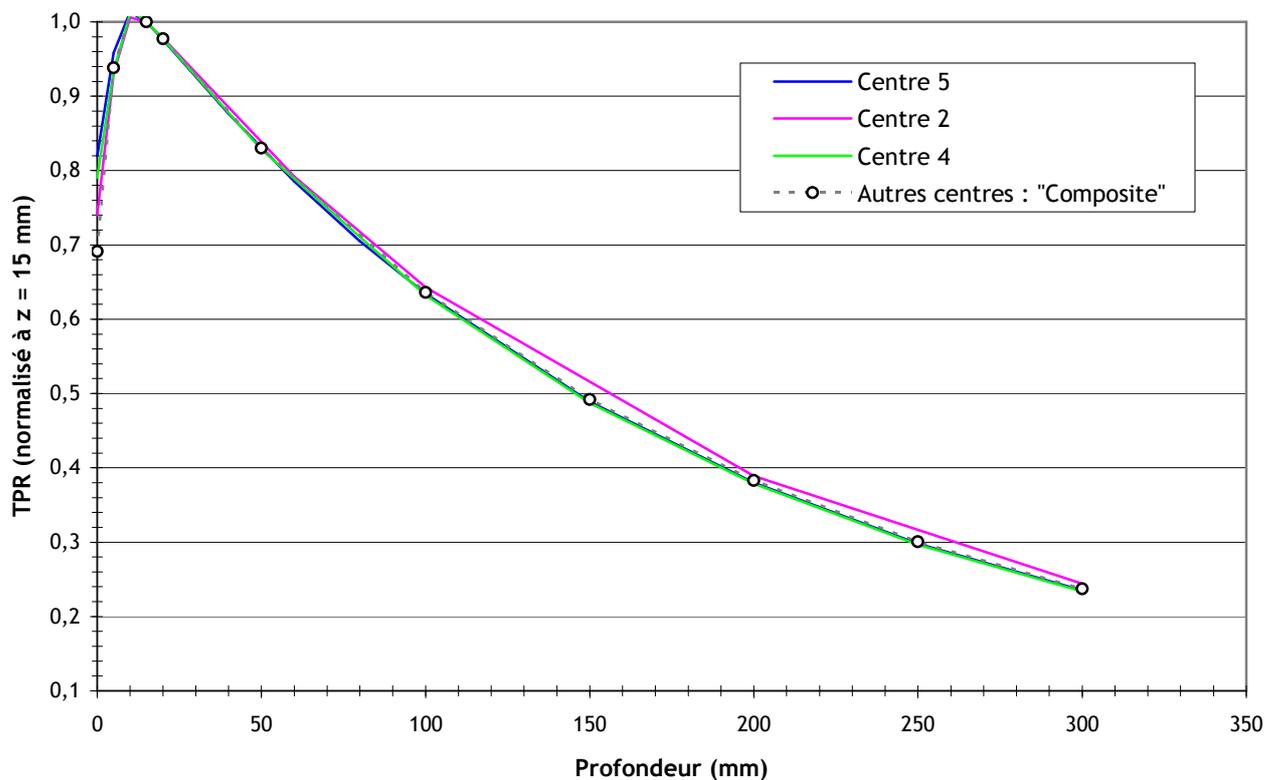


Figure 20 : PDD mesurés pour des accélérateurs conventionnels (RX 6 MV) avec le miniMLC m3 de BrainLAB, à DSP = 1000 mm, pour des champs a) de 6 mm x 6 mm et b) de 100 mm x 100 mm (miniMLC et mâchoires).

a)



b)

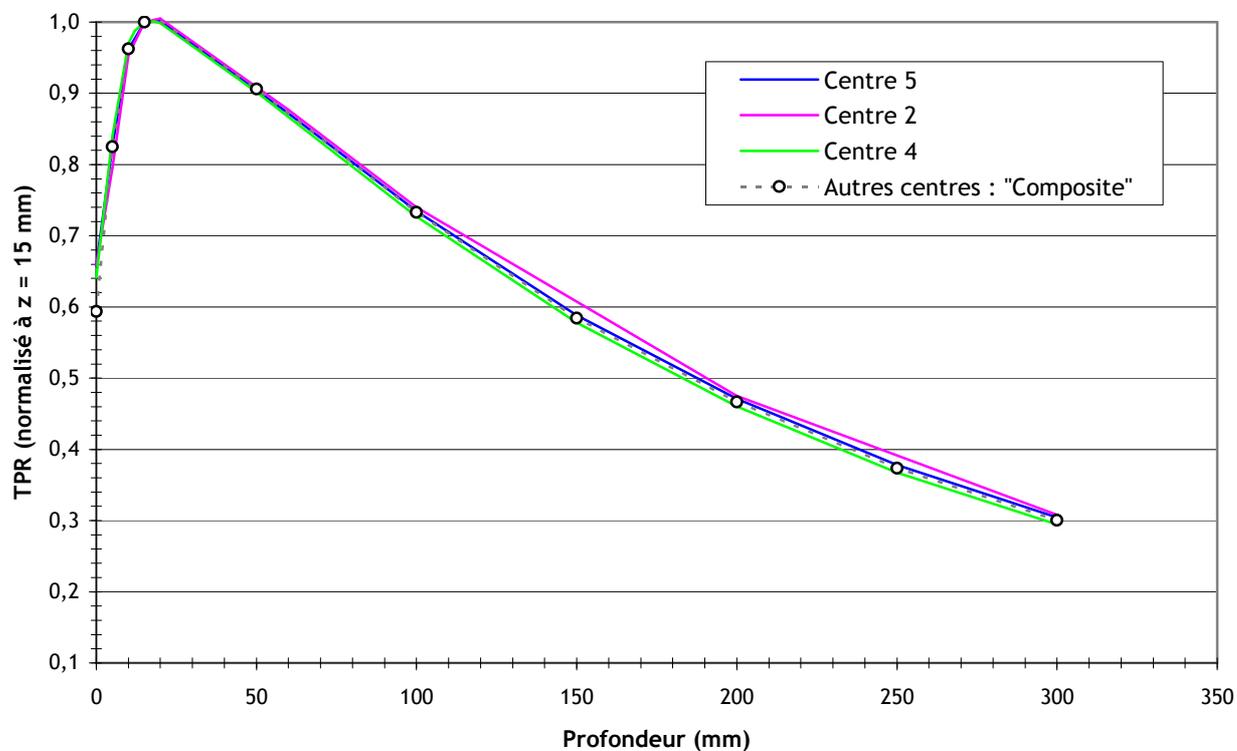


Figure 21 : RTM mesurés avec la diode PTW 60008 pour le CyberKnife, DSD = 800 mm, pour le collimateur de a) 5 mm et de b) 60 mm.

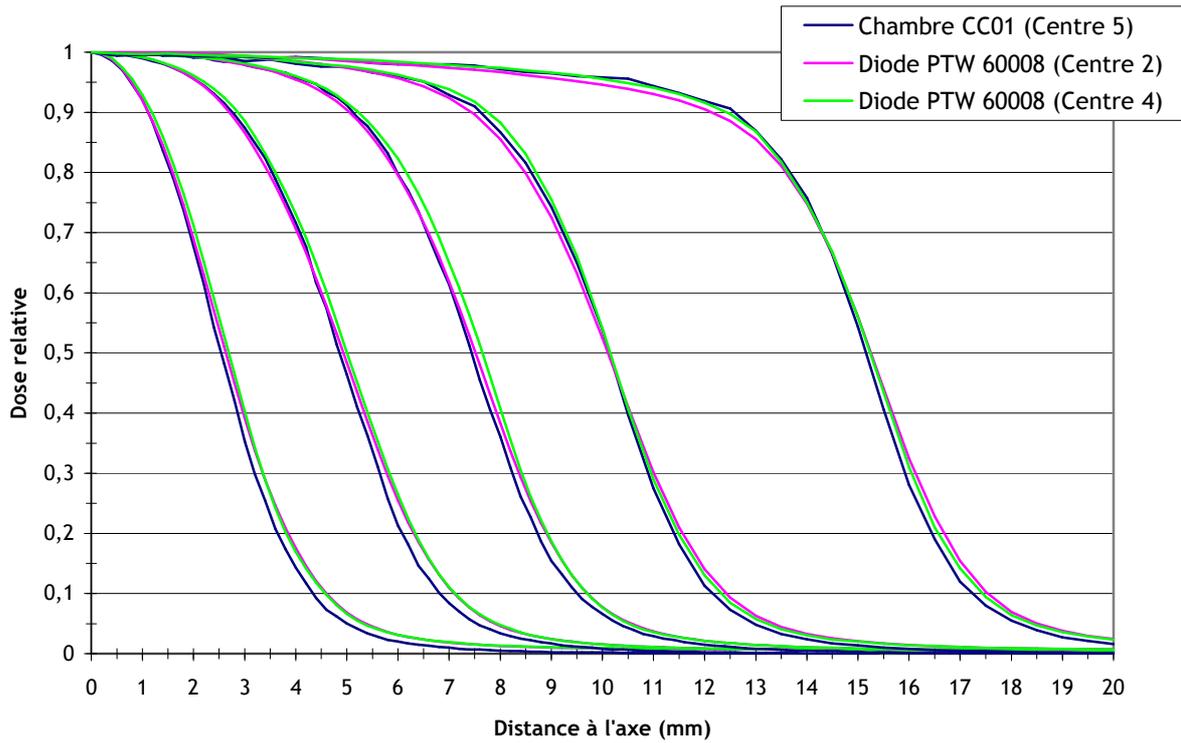


Figure 22 : Profils mesurés pour le CyberKnife avec les collimateurs de 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm et 30 mm, DSD = 800 mm, z=15 mm.

6 CONCLUSIONS

Les conclusions du GT se rapportent aux points suivants :

- Etablissement d'un protocole national d'étalonnage des minifaisceaux (6.1),
- Recommandations actuelles des constructeurs (6.2),
- Résultats de l'enquête nationale auprès des centres utilisateurs (6.3).

6.1 PROTOCOLE NATIONAL D'ETALONNAGE DES MINIFAISCEAUX

L'étalonnage d'un faisceau de radiothérapie est la détermination de la dose absorbée absolue dans des conditions de référence. Le GT ne peut s'engager à ce jour à établir un protocole national d'étalonnage applicable à tous les systèmes utilisés en radiothérapie stéréotaxique (accélérateur conventionnel + miniMLC ou collimateurs coniques, Cyberknife, Gamma Knife) car l'étalonnage d'un système de radiochirurgie se fait dans les conditions de référence spécifiques au système. De plus, il n'y a pas aujourd'hui de référence métrologique pour les minifaisceaux.

D'ici un an ou deux sera publié le protocole de l'AIEA « Dosimetry Code of Practice for small fields and Novel beams » qui fera référence au niveau international. Parallèlement, le LNHB mettra en place, dans le cadre du projet EURAMET, des références métrologiques pour la détermination de la dose absorbée absolue dans les minifaisceaux. Les résultats seront disponibles en 2010 et ne devraient pas concerner les très petits faisceaux (< 10 mm) : étalon primaire pour des champs de côté ≥ 20 mm et étalon de transfert pour des champs de diamètre ≥ 10 mm. Un financement par l'Etat français serait nécessaire en complément du financement européen pour faire avancer plus vite la R&D dans le domaine de la métrologie des minifaisceaux.

La recette d'un appareil de RS consiste à mesurer, outre le débit de référence des faisceaux (mesure absolue), l'ensemble des autres données nécessaires à la caractérisation de ces faisceaux, qui sont des mesures de dose relative : les facteurs d'ouverture du collimateur (FOC), les rendements en profondeur (ou les rapports tissu-maximum) et les profils de dose. Concernant les mesures de dose relative, le GT ne peut pas non plus établir de protocole national valable pour tous les systèmes car les données à mesurer sont définies par les constructeurs et dépendent du système de planification des traitements utilisé pour les calculs de dose.

De plus, concernant le choix des détecteurs appropriés aux différents types de mesures relatives, la littérature internationale atteste qu'il n'y a pas aujourd'hui de consensus quant au meilleur détecteur à utiliser [15], en particulier pour la mesure des FOC. Pour ces derniers, l'incertitude sur la mesure est supérieure à 5% pour les plus petits champs (taille < 10 mm) : la dispersion des valeurs de FOC mesurées avec différents détecteurs est de l'ordre de 30% et elle reste supérieure à 10% en utilisant les détecteurs habituellement utilisés aujourd'hui dans les centres (chambre d'ionisation de petit volume, diode, diamant naturel). Cette dispersion est due, d'une part aux réponses relatives des différents types de détecteurs (suivant leur taille et leur composition), d'autre part aux incertitudes de positionnement et de centrage des détecteurs (le positionnement et le centrage demandent une grande minutie).

Cependant, malgré les incertitudes actuelles sur la détermination de la dose absorbée dans les faisceaux de RX de très petite taille (< 10 mm), il est possible dès 2008 d'établir quelques règles de base communes à respecter pour

la mesure des données nécessaires à la caractérisation dosimétrique des minifaisceaux, quel que soit le système. En effet, les sources d'erreurs sont connues et il est possible de diminuer les incertitudes (biais et écart-type) par le choix des détecteurs et par quelques précautions concernant les mesures et leur validation.

Il n'y a pas aujourd'hui de référence métrologique pour les minifaisceaux. Un financement par l'Etat français serait nécessaire pour accélérer la R&D dans le domaine de la métrologie des minifaisceaux.

Il n'y a pas aujourd'hui de consensus quant au meilleur détecteur à utiliser pour la caractérisation dosimétrique des minifaisceaux, en particulier pour les plus petits faisceaux (taille < 10 mm). Cependant, il est possible dès 2008 d'établir quelques règles de base communes pour la réalisation des mesures et de diminuer les incertitudes.

6.2 RECOMMANDATIONS DES CONSTRUCTEURS

L'examen des recommandations des constructeurs concernant le choix des détecteurs à utiliser pour la mesure des données de base des minifaisceaux montre que celles-ci ne sont pas toujours suffisamment précises ou complètes. Elles sont même parfois critiquables. Ces recommandations ne peuvent donc pas être appliquées sans un examen critique de la part du radiophysicien.

De plus, aucun constructeur ne recommande de faire des mesures avec différents types de détecteurs et de les confronter, ce qui est imprudent au regard des données de la littérature internationale.

L'approche utilisée par Elekta pour le Gamma Knife est particulière : les données relatives aux FOC, aux rendements et aux profils ne doivent pas être mesurées par l'utilisateur car elles sont introduites par le constructeur dans le TPS Gamma Plan. Ces données ont été obtenues au moyen de différentes approches expérimentales et théoriques. Pour les FOC, les résultats obtenus concordent avec une précision de 2%, y compris pour le plus petit collimateur de 4 mm de diamètre (en excluant la mesure avec la chambre PinPoint).

Les recommandations des constructeurs concernant le choix des détecteurs à utiliser pour la mesure des données de base des minifaisceaux ne sont pas toujours suffisamment précises ou complètes. Elles sont même parfois critiquables. Ces recommandations ne doivent donc pas être appliquées sans un examen critique de la part du radiophysicien.

6.3 ENQUETE NATIONALE

De l'enquête nationale réalisée par le GT, il ressort les points suivants :

- Le miniMLC m3 de BrainLAB est de loin le plus utilisé. Les côtés des plus petits faisceaux symétriques disponibles avec ce miniMLC sont de 6 mm.
- Concernant les collimateurs circulaires, trois centres ont un Cyberknife et deux centres ont un ou deux Gamma Knife. Les diamètres des plus petits faisceaux utilisés en clinique avec des localisateurs

circulaires sont de 6 mm, 5 mm et 4 mm respectivement pour les accélérateurs conventionnels (avec collimateurs coniques additionnels), les Cyberknife et les Gamma Knife.

- La plupart des centres suivent les recommandations des constructeurs concernant le choix des détecteurs à utiliser pour la mesure des données de base des minifaisceaux, même quand ces recommandations ne sont pas optimales. Une petite minorité des centres utilise plusieurs types de détecteurs afin de confronter les résultats de leurs mesures, ce qui nécessite des moyens matériels et humains supplémentaires. Le fait de n'utiliser qu'un seul type de détecteur est cependant imprudent au regard des données de la littérature internationale qui incitent à utiliser plusieurs détecteurs de types différents afin de diminuer les incertitudes de mesure, en particulier pour la mesure des FOC.
- La comparaison des données mesurées par les centres corrobore les données de la littérature internationale concernant l'incertitude associée à la mesure des FOC : en utilisant les détecteurs recommandés par les constructeurs, la dispersion des valeurs est supérieure à 10% pour les plus petits champs (< 10 mm).

Le collimateur miniMLC m3 de BrainLAB est de loin le plus utilisé.

La plupart des centres suivent les recommandations des constructeurs concernant le choix des détecteurs à utiliser pour la mesure des données de base, même quand ces recommandations ne sont pas optimales. Une petite minorité de centres utilise plusieurs types de détecteurs afin de confronter les résultats de leurs mesures. Cette approche optimale, recommandée au regard des données de la littérature internationale, nécessite néanmoins des moyens matériels et humains supplémentaires.

La comparaison des données mesurées par les centres corrobore les données de la littérature internationale concernant l'incertitude associée à la mesure des FOC.

7 RECOMMANDATIONS DU GT

Les conclusions énoncées supra amènent le GT à émettre des recommandations techniques pour la recette des systèmes de stéréotaxie ainsi que des recommandations d'ordre général visant à améliorer la qualité et la sécurité des traitements de radiothérapie stéréotaxique.

Le GT recommande pour la recette des systèmes de stéréotaxie :

- d'être très vigilant à propos des conditions d'irradiation, lors de la comparaison de ses propres mesures avec celles de la littérature : seules des mesures effectuées dans des conditions strictement identiques peuvent être comparées (modèle d'accélérateur et de système de collimation, DSP, profondeur, taille de champ à une distance identique de la source et pré-collimation le cas échéant) ;
- de ne pas se contenter de mesures faites avec un seul type de détecteur, en particulier pour la détermination des FOC ;
- de rester critique vis à vis des recommandations des constructeurs d'appareils de stéréotaxie quant au choix des détecteurs à utiliser, ces recommandations pouvant être insuffisamment précises voire critiquables ;

- de rester critique vis à vis des domaines de validité concernant la taille de champ minimale donnés par les fabricants des détecteurs ; en effet, d'après la littérature internationale, le domaine de validité d'un détecteur peut s'avérer être plus étendu ou moins étendu que celui indiqué dans la documentation technique du détecteur ;
- pour la mesure des FOC et des rendements en profondeur des faisceaux de RX de 6 MV :
 - d'utiliser une chambre d'ionisation de type PinPoint (volume $\leq 0,015 \text{ cm}^3$) pour les faisceaux de taille (côté ou diamètre) supérieure à 10 mm ou supérieure ou égale à 18 mm, lorsque l'axe de la chambre est placé respectivement parallèlement ou perpendiculairement à l'axe du faisceau ;
 - d'utiliser une diode de stéréotaxie de type SFD pour les champs plus petits ;
 - pour les détecteurs à réponse directe (chambres et diodes), de centrer le détecteur par recherche de la réponse maximale, par réalisation de profils en X et en Y ; d'être vigilant par rapport à une éventuelle dérive du détecteur en cours de mesures ;
- pour la mesure des profils des minifaisceaux (< 30 mm), d'utiliser une diode de stéréotaxie ou un film (argentique ou radiochromique) ;
- pour la mesure des FOC avec les systèmes utilisant un miniMLC, de veiller à ce que l'ajustement entre le champ carré réalisé par le miniMLC et le champ carré réalisé par les mâchoires corresponde à celui attendu, surtout pour les dimensions de champ inférieures à 10 mm ;
- pour la mesure des rendements en profondeur, de prendre un soin particulier à l'alignement de la cuve pour assurer un déplacement strictement vertical du détecteur ;
- pour la mesure des rendements en profondeur et des profils de dose, de s'assurer que la vitesse de déplacement du détecteur est suffisamment lente pour avoir une bonne statistique de mesure et pour limiter les fluctuations du niveau d'eau ;
- d'utiliser la modélisation par simulation de Monte Carlo uniquement pour comparer les résultats avec des mesures, et non comme référence.

Par ailleurs, le GT recommande :

- d'utiliser des faisceaux de γ de Cobalt 60 ou de RX d'énergie inférieure ou égale à 10 MV car les problèmes dosimétriques liés aux minifaisceaux sont amplifiés lorsque l'énergie augmente ; de plus, presque toutes les données de la littérature concernent des faisceaux compris dans cette gamme d'énergies ;
- d'ouvrir de manière systématique, lors de la planimétrie et lors du traitement, les mâchoires au-delà de chaque côté du champ défini par le miniMLC pour le traitement de patients avec un miniMLC, afin de s'affranchir des incertitudes liées à l'ouverture et au centrage des mâchoires ; par exemple, pour un Novalis, les valeurs optimisées du décalage entre les mâchoires et les lames sont, de chaque côté du champ, de 2 mm suivant l'axe perpendiculaire au déplacement des lames et de 5 mm suivant l'axe de déplacement des lames ;
- de réaliser un audit externe ou une intercomparaison avec un autre centre après avoir terminé de mesurer les données de base utilisées pour la stéréotaxie et avant d'utiliser les minifaisceaux pour le traitement des patients ;

- de valider les données de base entrées dans le système de planification des traitements par des mesures dans un fantôme irradié dans les conditions d'un traitement ;
- de suivre, pour le radiophysicien, les formations prévues par le constructeur et de se former dans un centre expérimenté avant la mise en route de toute technique d'irradiation en conditions stéréotaxiques ;
- de se tenir au courant des évolutions des instruments de mesure et des techniques, de manière à rester critique vis à vis de ses propres méthodes et dans un but d'optimisation.

Bien que les incertitudes actuelles sur la mesure de la dose absorbée dans les minifaisceaux soient plus importantes que les incertitudes associées à la mesure de la dose dans les faisceaux de radiothérapie conventionnelle, **sous réserve de la prise en compte des recommandations ci-dessus, le GT ne recommande pas de suspendre l'utilisation des très petits champs (< 10 mm), y compris pour les collimateurs coniques de 4 mm.** En effet, les résultats cliniques positifs observés avec l'utilisation de ces faisceaux rendraient difficilement justifiable le choix de priver les patients de cette offre de soins [31].

Enfin, le GT recommande :

- dans le cadre de la justification des traitements : qu'un groupe de travail constitué de praticiens spécialisés en radiothérapie stéréotaxique soit mis en place par la HAS ou par l'INCa afin de faire le point sur les données cliniques relatives à l'utilisation des très petits faisceaux (taille < 10 mm) de photons (RX et γ du ^{60}Co) ;
- dans le cadre de l'optimisation des traitements : de poursuivre la campagne de mesures initiée avec l'IRSN pour caractériser les minifaisceaux de RX des différents appareils de stéréotaxie avec plusieurs types de détecteurs a priori adaptés à la dosimétrie des minifaisceaux, ceci afin d'améliorer la connaissance de la dose délivrée avec les plus petits faisceaux (< 10 mm) ;
- dans le cadre de la sécurisation des traitements : d'étendre les contrôles internes et externes réglementaires, définis par l'AFSSAPS, au cas des minifaisceaux (dès que cela sera techniquement possible pour le contrôle externe [32]).

Par ailleurs, le GT attire l'attention sur le fait que le calcul de la distribution de la dose dans les patients pose également des problèmes particuliers pour les minifaisceaux dus au manque d'équilibre électronique. La plupart des algorithmes de calcul utilisés aujourd'hui dans les TPS ne prennent pas explicitement en compte le parcours des particules secondaires et présentent des limitations dans les situations de manque d'équilibre électronique en milieu fortement hétérogène. Ces situations peuvent se rencontrer en radiothérapie stéréotaxique extracrânienne : des écarts très importants (plusieurs dizaines de pour cent) entre la mesure et le calcul par l'algorithme Raytrace ont été rapportés dans le cas d'hétérogénéités poumon [33].

Des recommandations nationales sont nécessaires pour la recette des systèmes de stéréotaxie, au vu des recommandations données actuellement par les constructeurs et des résultats de l'enquête nationale. A ce titre, le GT propose un ensemble de recommandations exposées supra concernant le choix des détecteurs, la réalisation des mesures, leur validation et la formation des radiophysiciens.

Bien que les incertitudes actuelles sur la mesure de la dose absorbée dans les minifaisceaux soient plus importantes que les incertitudes associées à la mesure de la dose dans les faisceaux de radiothérapie conventionnelle, sous réserve de la prise en compte des recommandations ci-dessus, le GT ne recommande pas de suspendre l'utilisation des très petits champs (< 10 mm), y compris pour les collimateurs coniques de 4 mm. Le GT recommande qu'un groupe de travail constitué de praticiens spécialisés en radiothérapie stéréotaxique soit mis en place par la HAS ou par l'INCa afin de faire le point sur les données cliniques relatives à l'utilisation des très petits faisceaux de photons X ou γ (taille < 10 mm).

Dans le cadre de l'optimisation des traitements, le GT recommande de poursuivre la campagne de mesures initiée avec l'IRSN pour caractériser les minifaisceaux de RX des différents appareils de stéréotaxie avec plusieurs types de détecteurs a priori adaptés à la dosimétrie des minifaisceaux, ceci afin d'améliorer la connaissance de la dose délivrée avec les plus petits faisceaux (< 10 mm).

REMERCIEMENTS

Le GT remercie vivement l'ensemble des services de radiothérapie stéréotaxique ayant accepté de participer à l'enquête nationale. L'IRSN tient également à remercier Denis Porcheron (CHU de La Timone, Marseille) et Serge Marcié (Centre Antoine Lacassagne, Nice) pour les informations et documents transmis concernant respectivement le Gamma Knife et le Cyberknife.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Saisine ASN DEP-DIS-N°0360-2007, Incident de radiothérapie survenu à l'hôpital de Rangueil du CHU de Toulouse, 26 juin 2007.
- [2] Rapport IRSN DRPH/2007-04, L'accident de surexposition au Centre Hospitalier Universitaire de Toulouse, Rapport d'expertise N°1, Vérification des protocoles expérimentaux d'étalonnage des microfaisceaux avant et après correction du dysfonctionnement, 16 octobre 2007.
- [3] F. Sato, T. Kuchimaru, T. Ikeda, K. Shimizu, Y. Kato, T. Yamamoto, T. Iida. X-ray microbeam measurement with radiophotoluminescent glass plate for single cell irradiation. *Radiat. Meas.* doi: 10.1016/j.radmeas.2007.11.044 (2007).
- [4] G. Noël, M.-A. Proudhon, C.-A. Valery, P. Cornu, G. Boisserie, D. Hasboun, J. M. Simon, L. Feuvret, H. Duffau, B. Tep, J.-Y. Delattre, C. Marsault, J. Philippon, D. Fohanno, F. Baillet, J.-J. Mazon. Radiosurgery for re-irradiation of brain metastasis : results in 54 patients. *Radiother. Oncol.* 60, 61-67 (2001).
- [5] Rapport Stéréo-3-Dosimétrie, Commission stéréotaxie SFPH, Société Française de Physique d'Hôpital, 17 avril 1996.
- [6] J.P. Manens, I. Buchheit, H. Beauvais, G. Gaboriaud, A. Mazal, P. Piret. Dosimétrie des faisceaux de photons de faibles dimensions. *Cancer/Radiothér.* 2, 105-114 (1998).
- [7] IAEA Technical Reports Series No. 398. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. IAEA, Vienna (2000).
- [8] ICRU Report 24. Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures. ICRU, Bethesda, MD (1976).
- [9] Ahnesjö, A. and Aspradakis M. M. Dose calculations for external photon beams in radiotherapy. *Phys. Med. Biol.* 44, R99-R155 (1999).
- [10] X. A. Li, M. Soubra, J. Szanto and L. H. Gerig. Lateral electron equilibrium and electron contamination in measurements of head-scatter factors using miniphantoms and brass caps. *Med. Phys.* 22 (7), 1167-1170 (1995).
- [11] L. Nunez and F. Sanchez-Doblado. Small Field Dosimetry in Radiosurgery. DYNARAD, E.U., Spain (1999).
- [12] F. Haryanto, M. Fippel, W. Laub, O. Dohm and F. Nüsslin. Investigation of photon beam output factors for conformal radiation therapy - Monte Carlo simulations and measurements. *Phys. Med. Biol.* 47, N133-N143 (2002).
- [13] J.-S. Tsai, M. J. Rivard, M. J. Engler, J. E. Mignano, D. E. Wazer, W. A. Shucart. Determination of the 4 mm Gamma Knife helmet relative output factor using a variety of detectors. *Med. Phys.* 30 (5), 986-992 (2003).
- [14] E. E. Wilcox and G. M. Daskalov. Evaluation of GAFCHROMIC EBT film for CyberKnife dosimetry. *Med. Phys.* 34 (6), 1967-1974 (2007).
- [15] I. J. Das, G. X. Ding, A. Ahnesjö. Small fields: Non equilibrium radiation dosimetry. *Med. Phys.* 35 (1), 206-215 (2008).
- [16] F. Verhaegen, I. J. Das and H. Palmans. Monte Carlo dosimetry study of a 6 MV stereotactic radiosurgery unit. *Phys. Med. Biol.* 43, 2755-2768 (1998).
- [17] C. McKerracher and D. I. Thwaites. Assessment of new small-field detectors against standard-field detectors for practical stereotactic beam data acquisition. *Phys. Med. Biol.* 44, 2143-2160 (1999).
- [18] W. U. Laub, T. Wong. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. *Med. Phys.* 30 (3), 341-347 (2003).

- [19] E. Pappas, L. Petrokokkinos, A. Angelopoulos, T. G. Maris, M. Kozicki, I. Dalezios, V. Kouloulis. Relative output factor measurements of a 5 mm diameter radiosurgical photon beam using polymer gel dosimetry. *Med. Phys.* 32 (6), 1513-1520 (2005).
- [20] F. Araki. Monte Carlo study of a CyberKnife stereotactic radiosurgery system. *Med. Phys.* 33 (8), 2955-2963 (2006).
- [21] Wu et al. Comments on dose measurements for a narrow beam in radiosurgery. *Med. Phys.* 20 (3), 777-779 (1993).
- [22] M. Heydarian, P. W. Hoban and A. H. Beddoe. A comparison of dosimetry techniques in stereotactic radiosurgery. *Phys. Med. Biol.* 41, 93-110 (1996).
- [23] O. A. Sauer and J. Wilbert. Measurement of output factors for small photon beams. *Med. Phys.* 34 (6), 1983-1988 (2007).
- [24] F. Chen Abrego, C. S. Guzman Calcina, A. de Almeida, C. E. de Almeida, O. Baffa. Relative output factor and beam profile measurements of small radiation fields with an L-alanine/K-Band EPR minidosimeter. *Med. Phys.* 34 (5), 1573-1582 (2007).
- [25] G. X. Ding, D. M. Duggan and C. W. Coffey. Commissioning stereotactic radiosurgery beams using both experimental and theoretical methods. *Phys. Med. Biol.* 51, 2549-2566 (2006).
- [26] C. Martens, C. De Wagter and W. De Neve. The value of the PinPoint ion chamber for characterization of small field segments used in intensity-modulated radiotherapy. *Phys. Med. Biol.* 45, 2519-2530 (2000).
- [27] M. Westermarck, J. Arndt, B. Nilsson and A. Brahme. Comparative dosimetry in narrow high-energy photon beams. *Phys. Med. Biol.* 45, 685-702 (2000).
- [28] C. Descamps, D. Tromson, N. Tranchant, A. Isambert, A. Bridier, C. De Angelis, S. Onori, M. Bucciolini, P. Bergonzo. Clinical studies of optimised single crystal and polycrystalline diamonds for radiotherapy dosimetry. *Radiat. Meas.* doi: 10.1016/j.radmeas.2007.11.080 (2008).
- [29] N. Tranchant, D. Tromson, C. Descamps, A. Isambert, H. Hamrita, P. Bergonzo, M. Nesladek. High mobility single crystal diamond detectors for dosimetry : Application to radiotherapy. *Diamond Relat. Mater.* doi: 10.1016/j.diamond.2008.03.025 (2008).
- [30] A. Mack, S. G. Scheib, J. Major, S. Gianolini, G. Pazmandi, H. Feist, H. Czempiel, H.-J. Kreiner. Precision dosimetry for narrow photon beams used in radiosurgery - Determination of Gamma Knife output factors. *Med. Phys.* 29 (9), 2080-2089 (2002).
- [31] A. T. Villavicencio, M. Lim, S. Burneikiene, P. Romanelli, J. R. Adler, L. McNeely, S. D. Chang, L. Fariselli, M. McIntyre, R. Bower, G. Broggi, J. J. Thramann. Cyberknife radiosurgery for trigeminal neuralgia treatment: a preliminary multicenter experience. *Neurosurgery* 62 (3), 647-655 (2008).
- [32] J. Perks, M. Gao, V. Smith, S. Skubic, S. Goetsch. Glass rod detectors for small field, stereotactic radiosurgery dosimetric audit. *Med. Phys.* 32 (3), 726-732 (2005).
- [33] E. E. Wilcox and G. M. Daskalov. Accuracy of dose measurements and calculations within and beyond heterogeneous tissues for 6 MV photon fields smaller than 4 cm produced by Cyberknife. *Med. Phys.* 35 (6), 2259-2266 (2008).

ANNEXE 1

SAISINE ASN-AFSSAPS



DEP-DIS-N° 752-2007
Affaire suivie par : David KREMBEL
Tél : 01 40 19 88 44
Fax : 01 40 19 87 70
Mel : David.krembel@asn.fr

| IRSN/D.G. | |
|-----------|--------------|
| Visa | JR → DR → |
| Action | DRPH |
| Copies | DRPH HP |
| Scan | |



Paris, le 18 décembre 2007
**Monsieur le Directeur Général
de l'Institut de Radioprotection
et de Sécurité Nucléaire**

Objet: mesure des faisceaux de rayons X de très petites dimensions utilisés en radiothérapie stéréotaxique

Réf. : [1] Votre transmission IRSN/DIR/2007-581 du 16 octobre 2007

Rapport d'expertise DRPH/2007-04

[2] Saisine ASN DEP-DIS-N°0360-2007 du 26 juin 2007

Code Urgence Importance : A

Dans le rapport annexé à votre avis appelé en référence [1] transmis en réponse à la saisine [2], vous avez notamment recommandé la suspension de l'utilisation des collimateurs coniques de diamètres 4 mm pour les applications de radiothérapie stéréotaxiques, tant que des protocoles standardisés d'étalonnage n'auront pas été validés au niveau national, voire international.

Il est bien noté que cette recommandation a été établie à partir de votre expertise portant sur le collimateur conique de 4 mm équipant l'accélérateur Novalis utilisé par le CHU de Toulouse. Ce collimateur n'est plus utilisé à ce jour. Par ailleurs, le centre René Gauducheau de Nantes, seul autre centre français à utiliser un accélérateur Novalis, n'a jamais utilisé ce dispositif.

Compte tenu du domaine concerné (recommandation relative à un dispositif médical), votre avis a été communiqué à l'Afssaps.

Une réunion a rassemblé l'Afssaps, l'IRSN et l'ASN le 13 décembre 2007.

Comme suites aux échanges tenus lors de cette réunion, nous vous confirmons que nous souhaitons que l'IRSN établisse un protocole national d'étalonnage des microfaisceaux, en lien notamment avec des experts de la SFPM et de la SFRO.

Par ailleurs, je souhaite que soient précisés les risques pour les patients traités actuellement par les autres centres de radiothérapie utilisant des technologies comparables (accélérateurs avec collimateurs micro-multilames, gamma-knife, cyber-knife,...).

Le Directeur général de l'ASN,

Jean-Christophe Niel

Le Directeur général de l'AFSSAPS,

Jean Marimbert

Copie externe : M. le Professeur GOURMELON IRSN/DRPH

IRSN 19/12/07 01 700

ANNEXE 2

PROTOCOLES DE MESURE ET RECOMMANDATIONS DES CONSTRUCTEURS

| | | |
|---|---|----------------------------|
|  | Working Instruction | WOI 10-26 |
| | Beam Measurement Pencil Beam (Novalis) | Revision 6 page 1 of 10 |

1 Purpose

Acquisition of beam data for the Novalis suitable for Treatment Planning with the BrainSCAN dose algorithm *Pencil Beam*.

2 Scope

This working instruction is valid for all BrainLAB Support Engineers.

3 Definitions and Abbreviations

BPE: Beam Profile Editor
mMLC: micro Multi Leaf Collimator (Novalis m3)
NLOUT: Nominal Linac Output
PBA: Pencil Beam Algorithm
PDD: Percentage Depth-Dose;
RFS: Radial Factors
SFC: Source Function Correction
SID: Source Isocenter Distance
SSD: Source Surface Distance
TMR: Tissue Maximum Ratio

4 Equipment

The following equipment is needed to perform the minimum set of measurements:

- motorized water tank with at least 30x30 cm² base area and a depth of at least 40 cm
- large detector: ionization chamber 0.125 cm³ or 0.3 cm³ (needs to be calibrated for NLOUT measurement)
- medium size detector: pinpoint max. 0.03 cm³
- small detector: either a diode or a diamond detector
- Excel Template provided by BrainLAB

The following equipment is needed for dynamic IMRT installations:

- dynamic mMLC files "M3_1.d01", "M3_5.d01", ..., "M3_100.d01"

| | | |
|----------------------|----------------------|-------------------------------|
| Originated: | Approved: | Released: |
| March 19, 2004 | March 19, 2004 | April 05, 2004 |
| Vath Albert | Stephan Fröhlich | Thomas Halbwirth |
| Software Engineer RT | Division Director RT | Technical Support Coordinator |

UNCONTROLLED INFORMATION IF NOT READ ONLINE

| | | |
|---|---|----------------------------|
|  | Working Instruction | WOI 10-26 |
| | Beam Measurement Pencil Beam (Novalis) | Revision 6 page 2 of 10 |

5 Checklist

| Section | Task | Equipment | crucial | Done |
|---------|---|-------------------------------|----------------------|------|
| 6.3.1 | Nominal Linac Output (NLOUT) | calibrated ionization chamber | yes | |
| 6.3.2 | Leakage for open and closed primary jaws | calibrated ionization chamber | yes | |
| | Enter NLOUT | Excel template | yes | |
| | Enter Leakage values | Excel template | yes | |
| | Enter SSD and Norm. Depth | Excel template | yes | |
| 6.3.3 | TMR or PDD Jaw and mMLC field 6x6, 12x12, 18x18, 42x42, 60x60, 80x80, 100x100 [mm ²] | small detector | yes | |
| | Import TMR or PDD values | Excel template | yes | |
| 6.3.4 | Scatter Factors Jaw field 6x6, 12x12, 18x18, 42x42, 60x60, 80x80, 100x100 [mm ²] mMLC field 6x6, 12x12, 18x18, 24x24, 30x30, 36x36, 42x42, 60x60, 80x80, 100x100 [mm ²] | medium size detector | yes | |
| | Import Scatter Factors | Excel template | yes | |
| 6.3.5 | Diagonal Radial Profiles Jaw and mMLC field set to 100x100 mm ² depths: 5, 14, 25, 50, 100, 200, 350,... [mm] | medium size detector | yes | |
| | Import Diagonal Radial Factors | Excel template | yes | |
| 6.4.1 | Dynamic Leaf Shift gap size: 1, 5, 10, 20, 50, 100 [mm] | large detector | dyn. IMRT only | |
| | Calculate Dynamic Leaf Shift and enter into Beam Profile | Excel Template | dyn. IMRT only | |
| | Prepare Beam Profile Enter Identifier, Energy, NLOUT, norm. Depth, SSD and Leakage Paste TMR or PDD, Scatter and Radial Factors | Beam Profile Editor | yes | |
| 6.5 | Enter default values for SFC and Radiologic Field Correction | Beam Profile Editor | yes | |
| | Transfer data to BrainLAB support either your local support engineer or send the data to support@brainlab.com | | yes | |

UNCONTROLLED INFORMATION IF NOT READ ONLINE

| | | |
|---|---|----------------------------|
|  | Working Instruction | WOI 10-26 |
| | Beam Measurement Pencil Beam (Novalis) | Revision 6 page 3 of 10 |

6 Instructions

6.1 Introduction

The following document describes the measurements that are needed as input data for the *Pencil Beam Algorithm* (PBA).

Minimum measurement requirements for all energies are (Section 6.3):

- Nominal Linac Output (NLOUT) for a field of 100x100 mm²
- Leakage for open and closed primary jaws
- TMR/PDD for 7 jaw settings with mMLC aperture equal to jaw aperture
- Scatter Factors for 7 jaw settings and 10 mMLC square fields, each
- Radial Profiles in diagonal direction for a 100x100 mm² field in 7 depths (to be converted to Radial Factors at BrainLAB HQ)
- Dynamic leaf shift (dynamic IMRT installations, only)

For the measurements a water-phantom of X×Y×Z ≥ 30cm×30cm×40cm is necessary. The beam axis must be vertical, i.e. orthogonal to the water-surface, which should be roughly in 1 m distance from the accelerator source. The highest spatial resolution is needed in the vertical direction for the TMR.

All data has to be entered or copied into the Beam Profile Editor.

Please note, that some additional profile measurements are recommended in the BrainSCAN Software Guide (Appendix D: Pencil Beam Dose Algorithm, Section: Validation). The profiles are intended to be compared with BrainSCAN dose export by the responsible physicist after completion of the beam profile. In order to avoid repeated setup of the water phantom, the measurements may be performed together with the beam profile data.

6.2 Important notes

- Make sure, that the jaw aperture never exceeds 100×100 mm²!
- The accuracy of the BrainSCAN Pencil Beam dose algorithm is directly dependent on the accuracy and the range of the beam data measurement. It has to be assured that the beam data measurement covers the range of field sizes that will be used in later treatment planning. This affects the measurement of the scatter factors, the radial profiles and the PDDs/TMRs.
- For IMRT fields, the relevant field size for the dose algorithm is the one of the corresponding conformal beam and not the field sizes of the subsegments of a beam.
- The number of measurements specified below is completely sufficient for the PBA. If you really want to improve accuracy, perform the measurements with extreme care, repeat them, select the best ones (i.e. lowest noise) and average them. Finer steps in field-size, depth- or radial direction, although not prohibited, will not increase dose accuracy.

UNCONTROLLED INFORMATION IF NOT READ ONLINE

6.3 Measurements for all installations

6.3.1 Measurement of Nominal Linac Output

Use a calibrated detector. This is the only measurement giving an absolute dose value. All the other measurements are relative ones.

- Setup the water phantom, with the isocenter at water surface level (SSD=SID=1000 mm). Adjust the center of the active detector volume to coincide with the isocenter (level of water surface) and mark this as depth zero (Figure 1)!
- Move the detector to a depth of 50 mm.
- Set the mMLC square field size and the jaw aperture to 100×100 mm².
- Deliver at least 300 MU. The result has to be in Gray (Gy) (electrometer readings, have to be converted).
- Enter the measured value into the field Properties->General Settings->Pencil Beam->"Nominal LINAC Output" together with the "Normalization Depth" of 50 mm and the "Source Surface Distance" of 100 cm.

Remark: It is also possible to use other settings than SSD=1000 mm and the normalization depth of 50 mm. Especially for higher energies, a larger depth (i. e. 100 mm) may be useful. But all the measurements for NLOUT, leakage, PDD, radial factors in PDD approach and scatter factors have to be done with the same SSD. All the measurements for NLOUT, leakage and scatter factors have to be done at the same depth.

UNCONTROLLED INFORMATION IF NOT READ ONLINE

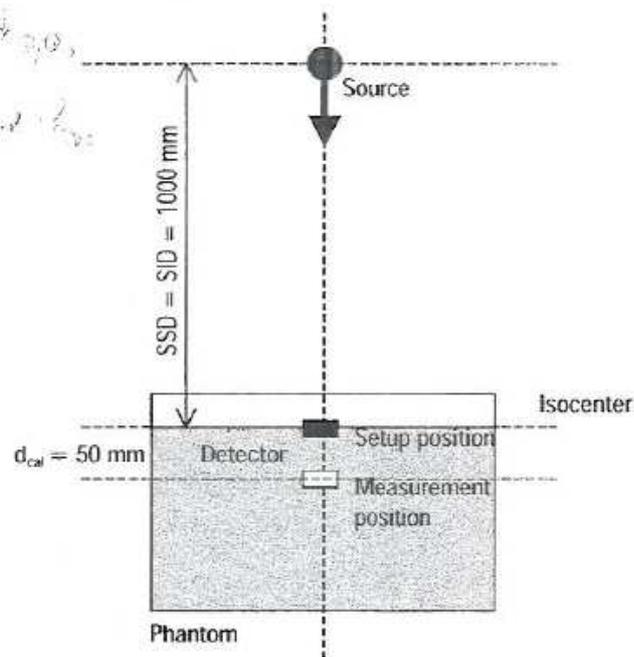
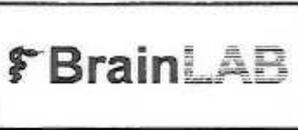


Figure 1: Setup of water phantom and detector for the measurement of the Nominal LINAC Output. The water surface is adjusted at isocenter depth (SSD = SID) and the center of the active detector volume is set at the isocenter (Setup position, depth = 0 mm). For measurement, the detector is moved vertically down to a depth of 50 mm (Measurement).

| | | |
|---|---|----------------------------|
|  | Working Instruction | WOI 10-26 |
| | Beam Measurement Pencil Beam (Novalis) | Revision 6 page 5 of 10 |

6.3.2 Background leakage for open and closed jaws

For the background leakage the setup is identical to the NLOUT measurement. If the same calibrated detector as for NLOUT is used (recommended!) the NLOUT can be used as reference value. Otherwise the NLOUT measurement has to be repeated with the new sensor to obtain the reference value for the leakage. If the LINAC does not allow an asymmetric setting of the closed jaws, the detector can be moved horizontally in x- and y-directions by 20 mm. In this case the reference value has to be measured at the new position using a square field jaw- and mMLC-aperture of 100 x 100 mm².

- Leave the primary jaws open at 100x100 mm².
- Close the mMLC leaves (asymmetric; the intra-leaf gap should be 50 mm off the isocenter).
- Deliver at least 300 MU.
- Close the primary jaws, too (also asymmetric). Repeat the measurement.
- Enter the dose fractions (relative to NLOUT) in the fields Properties->Pencil Beam Related Properties->Multileaf Background Leakage->"Leakage for Open Jaws" and "Leakage for Closed Jaws".

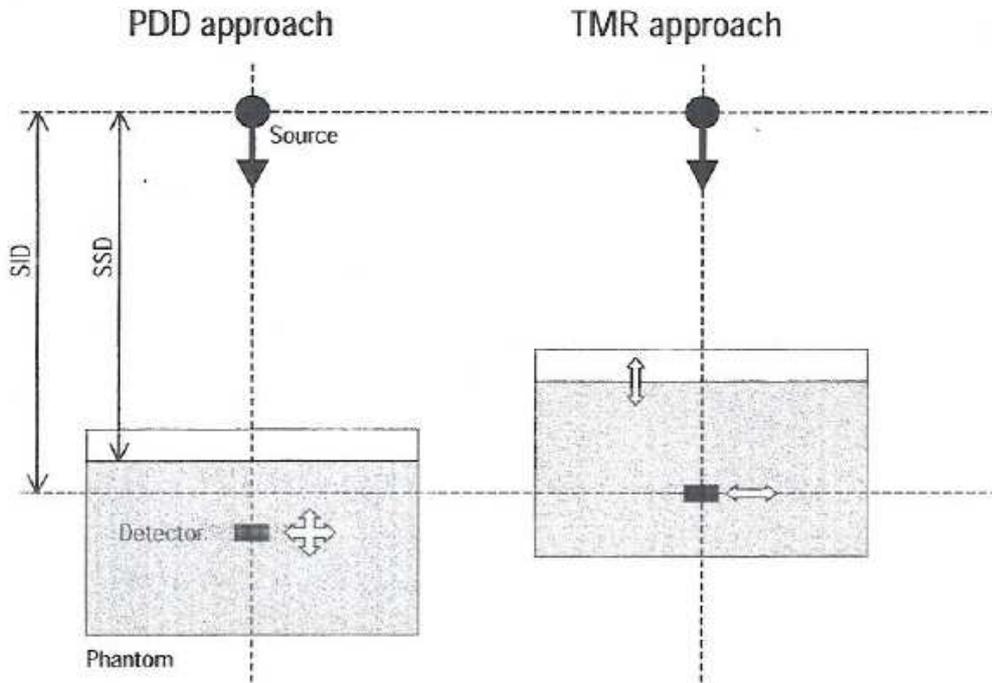
6.3.3 Measurement of PDD/TMR

Either PDD (percentage depth dose), where the water phantom is fixed and the detector moves along the beam axis or TMR (tissue maximum ratio), where detector is fixed at isocenter and the water surface moves vertically, can be measured. The kind of data entered in the table has to be set using the "Values are ..." - "TMR" or "PDD" buttons. See figure 2 for illustration.

Use a detector with a small active volume to get high spatial resolution. If a diamond detector is used, the orientation of the diamond disk should be horizontal to get the highest resolution in vertical direction. Recalibrate x/y/z-coordinates of the water phantom, when changing the detector. The following steps describe the measurement of PDD values.

- Setup the water phantom in the same way as for the NLOUT measurement (isocenter at water surface level: SSD=SID=1000 mm).
- Move the jaws as well as the mMLC leaves to form square fields. mMLC and jaw aperture must be equal! The following standard field sizes have to be used for TMR/PDD measurements: 6x6, 12x12, 18x18, 42x42, 60x60, 80x80, 100x100 [mm²].
- Use the water phantom software to measure in depths from 0 to the desired depth. Use a step size of 1mm for 0 - 50 mm depth and a step size of 5 mm for higher depths.
- It is recommended to move the detector from the bottom upward to avoid errors due to the bending of the water surface (capillary effects).
- Take care to measure up to a depth that is equivalent or greater than the maximum depth needed inside the patients body. For cranial treatments 250 mm might be enough, for extracranial cases a range of up to 500 mm or more has to be covered.
- Due to the clearance of your LINAC it will not be possible to measure TMR up to a depth of 300 or 350 mm. If such depths are necessary you have to measure PDD.
- TMR/PDD values can be normalized arbitrarily.

UNCONTROLLED INFORMATION IF NOT READ ONLINE



UNCONTROLLED INFORMATION IF NOT READ ONLINE

Figure 2: Setup of water phantom and detector for measuring PDD and TMR. In the PDD approach (left sketch), the SSD is fixed and the detector moves vertically along the central beam axis for PDD measurement. Radial factors are measured by moving the detector horizontally in each depth in a diagonal direction with respect to the jaw field. In the TMR approach (right sketch), the detector is fixed at isocenter depth and the TMRs are measured by varying the water level. The RFS are measured in the horizontal isocenter plane in a diagonal direction with respect to the jaw field.

6.3.4 Measurement of Scatter Factors

The scatter-factors provide information relative to the nominal Linac output. In the Beam Profile Editor the data can be entered arbitrarily normalized.

- The measurement must be performed at the same depth and with the same SSD as for the nominal Linac output measurement (50 mm depth, SSD= 1000 mm).
- The scatter factors must be measured for a matrix of combinations of square mMLC fields times square jaw-settings (Figure 3).
- Measure for jaw square field sizes of 6x6, 12x12, 18x18, 42x42, 60x60, 80x80, 100x100 [mm²].
- Measure with mMLC square field sizes of: : 6x6, 12x12, 18x18, 24x24, 30x30, 36x36, 42x42, 60x60, 80x80, 100x100 [mm²]
- It is important to measure the fields exactly as indicated.
- It is important to measure all scatter factors where the mMLC size is smaller or equal to the jaw field size (see figure 3, gray fields). If you are sure that the jaw sizes always exceed the mMLC sizes, the scatter factors where mMLC size is larger than jaw size may be set equal to the value where mMLC and jaw size are equal (see figure 3, white fields). In any case, the complete matrix of scatter factors has to be copied to the beam profile editor and no zero values have to remain.

- Note: For the mMLC you can open only 2, 4, 6... leaves, i.e. there is no different choice for the size of the squares (except for adding more square fields to the list above).

| mMLC SQUARE FIELD SIZES, mm | JAW SETTINGS, mm | | | | | | |
|--------------------------------------|------------------|---------|---------|---------|---------|---------|-----------|
| | 6 x 6 | 12 x 12 | 18 x 18 | 42 x 42 | 60 x 60 | 80 x 80 | 100 x 100 |
| 6x6 | 0.605 | 0.605 | 0.606 | 0.607 | 0.608 | 0.608 | 0.609 |
| 12x12 | 0.605 | 0.756 | 0.759 | 0.760 | 0.766 | 0.766 | 0.768 |
| 18x18 | 0.605 | 0.756 | 0.796 | 0.796 | 0.815 | 0.815 | 0.817 |
| 24x24 | 0.605 | 0.756 | 0.796 | 0.796 | 0.840 | 0.841 | 0.842 |
| 30x30 | 0.605 | 0.756 | 0.796 | 0.815 | 0.860 | 0.860 | 0.862 |
| 36x36 | 0.605 | 0.756 | 0.796 | 0.876 | 0.878 | 0.880 | 0.880 |
| 42x42 | 0.605 | 0.756 | 0.796 | 0.888 | 0.894 | 0.896 | 0.897 |
| 60x60 | 0.605 | 0.756 | 0.796 | 0.888 | 0.931 | 0.936 | 0.937 |
| 80x80 | 0.605 | 0.756 | 0.796 | 0.888 | 0.931 | 0.969 | 0.972 |
| 100x100 | 0.605 | 0.756 | 0.796 | 0.888 | 0.931 | 0.969 | 1.000 |

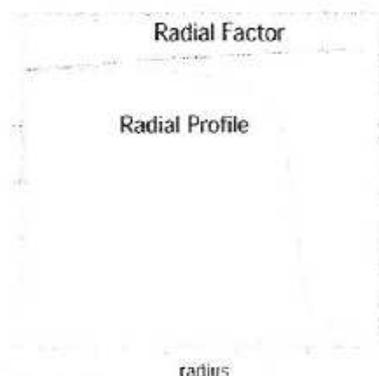
Figure 3: Example for the table of measured scatter factors. Dark gray fields have to be measured in all cases. White values should be measured, if you plan to use jaw fields which are smaller than mMLC fields. If you do not plan to do so, white fields can be continued using the last measured value in each column, i.e. for a jaw size of 60 x 60 mm² you can take the value of the 60 x 60 mm² mMLC field and copy it downward to all fields for larger mMLC fields.

UNCONTROLLED INFORMATION IF NOT READ ONLINE

| | | |
|---|---|----------------------------|
|  | Working Instruction | WOI 10-26 |
| | Beam Measurement Pencil Beam (Novalis) | Revision 6 page 8 of 10 |

6.3.5 Measurement of Diagonal Radial Profiles (Not suited to be entered into BPE directly!)

Radial Factors are dose functions in horizontal direction through the beam axis in several depths. Their purpose is to correct for minor off-axis inhomogeneities. They are only slightly varying functions. Since it is not possible to dismount the mMLC with Novalis they cannot be measured directly. *Radial Profiles* measured in diagonal direction (to reduce boundary effects) contain the same information and can be converted to *Radial Factors*.



The same water phantom setup as for the TMR/PDD measurements can be used. For *Radial Profiles* it is important to have good spatial resolution in the penumbra region (at the diagonal edges). Therefore you have to use a medium size detector with small active volume (pinpoint or smaller). To get results with low noise, it is recommended to move the detector slowly, especially for the lower depth values (to avoid water waves). See figure 4.a. for illustration.

- Open the jaws as well as the mMLC field to 100x100 mm.
- Measure the Radial Profiles in depths of: 5, 14, 25, 50, 100, 200, 350,... [mm]
- Use a radial resolution of at least 2 mm.
- Measure the whole profile ranging from one corner of the field to the other (at least -150 mm to +150 mm in isocenter plane).
- All the profiles have to use the same radius values (either isocentric or real). If necessary use the water phantom software to interpolate.
- Transfer your measurement results to the Excel template.
- Similar to TMR/PDD the Radial Factors/Profiles can be measured in a TMR-like or a PDD-like approach. The radius is always given in the depth where the detector is moving. There is no radius conversion necessary. If radial factors have been measured in a PDD-like approach, the SSD for radial factors must be equal to the SSD used in the PDD measurement. The kind of data measured has to be communicated to BrainLAB HQ.
- Radial Profiles can be normalized arbitrarily.

The fact, that data and the beam profile were sent to BrainLAB does not affect the overall responsibility of the hospital's physicist for the accurateness of the measured values and the correctness of the beam profile!

UNCONTROLLED INFORMATION IF NOT READ ONLINE

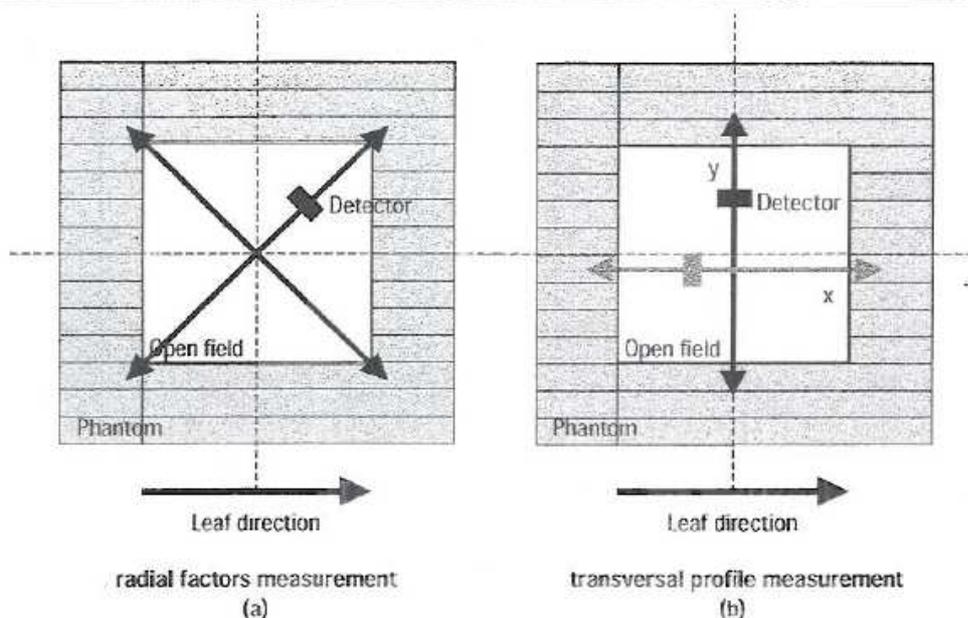


Figure 4: Beams eye view indicating the direction of measurement for the radial profiles (a) and the transversal profiles (b). Radial factors (a) are measured in diagonal direction to the jaw field while transversal profiles (b) are measured along and perpendicular to the leaf direction. x-profiles have to be measured with an offset of half the leaf thickness in y-direction (1.5 mm for Novalis) to avoid the inter leaf gap. For y-profiles, either the intraleaf gap or the profile axis has to be shifted by 20 mm from the beam center. In both cases, the detector should be mounted in such a way as to allow maximum spatial resolution along the measuring direction. For Novalis none of these two measurements is suited to be entered into the Beam Profile Editor directly!

6.4 Additional Measurements

6.4.1 Measurement of dynamic leaf shift (Dynamic IMRT installations, only)

The dynamic leaf shift describes an effective leaf shift due to the round leaf end design of the mMLC. It is determined by measuring the isocenter doses for sliding gaps with different widths (use prepared mMLC files). The value is entered into the beam profile in the "Radiologic Field / Leaf shift dynamic" field.

- Use a large detector (ionization chamber) and position it in the water phantom in a way, that the detector axis is perpendicular to the leaf direction. Set the water surface level to an SSD = 980 mm and adjust the detector at the isocenter (depth = 20 mm).
- Set the jaws to form a square field of 100x100 mm².
- Set the dose rate of the LINAC to 300 MU/min and deliver 300 MU for each field.
- Successively irradiate the dynamic mMLC files "M3_1.d01", "M3_5.d01", ..., "M3_100.d01" (gap sizes: 1, 5, 10, 20, 50, 100 mm) and note the dose values.
- Close the mMLC and measure the leakage dose using the same setting as above (asymmetric gap setting; intra-leaf gap should be 50 mm off the isocenter).
- Set the mMLC to a square field of 100x100 mm² and measure the open field dose using the same settings as above.

- The measured dose D can approximately be described by a linear function $D - D_{leak} = b(gap + 2\delta) = b \cdot gap + a$, where gap is the nominal gap width (1, 5, ..., 100 mm), D_{leak} is the measured mMLC leakage and δ is the effective dynamic leaf shift per leaf. After determination of a and b by linear regression, δ is calculated by $\delta = a/2b$. Please see the Excel sheet "Dynamic Shift" in the Excel template.

6.5 Source Function Correction and Radiologic Field

The source function correction is an empirical way of simulating an extended beam source and other effects, that smear out the beam edge. A Gaussian curve with a certain amplitude and a given width (Sigma is a measure for the width) is convolved with the calculated dose distribution. This only influences the penumbra region.

The radiologic field correction allows to correct for small deviations of the radiologic field with respect to the field size defined by the mMLC, which result from gap settings, round leaf end and tongue and groove design. In leaf direction, an offset can be defined by the value "Leaf shift static" in the "Radiologic Field" section of the BPE. Perpendicular to the leaf direction, the offset can be defined by the "Tongue and groove size".

Default values for the Novalis mMLC:

| Energy | Source Function Correction | | Radiologic Field | |
|--------|--------------------------------|--------------------------------|-------------------|------------------------|
| | 0 cm depth* | 20 cm depth* | Leaf shift static | Tongue and groove size |
| 6 MV | Sigma=0.18 cm Amplitude=50% | Sigma=0.12 cm Amplitude=50% | 0.0 mm | 0.0 mm |

* Sigma and Amplitude values at all other depths are linearly inter-/extrapolated.

The parameters in the BPE section lightfield correction allow to correct for small deviations of the lightfield. If the lightfield size is correctly adjusted, both values should be set to 0.

Both, the values for the Source Function correction as well as for the Radiologic Field Correction, should not be changed without consulting qualified BrainLAB personal!

7 References

"BrainSCAN", BrainLAB User Manual
 "Beam Profile Editor", BrainLAB User Manual
 WOI Beam Measurement RS and Conformal
 WOI Pencil Beam Measurement (Standard)

UNCONTROLLED INFORMATION IF NOT READ ONLINE

| | | |
|---|----------------------|---------------------------|
|  | Working Instruction | WOI 09-10 |
| | Beam Measurements RS | Revision 2 page 1 of 5 |

Collimateurs coniques

1. Purpose

Acquisition of beam data which are suitable for Treatment Planning with BrainSCAN module *Radiosurgery*.

2. Scope

This working instruction is valid for all BrainLAB Support Engineers.

3. Definitions and Abbreviations

OAR : Off-Axis Ratio. Definition: $OAR(c,r,d) = D(c,r,d)/D(c,0,d)$ *→ prof. mesurée*

TMR : Tissue Maximum Ratio. Definition: $TMR(c,d) = D(c,0,d)/D(c,0,d_{max})$ *prof. mesurée*

PDD : Percentage Depth-Dose. Converted from TMR by $TMR = \frac{1}{100} * PDD * \left(\frac{SSD + d}{SSD + d_{max}}\right)^2$

S_t : Total Scatter Factor, also referred to as Relative Output Factor.
Definition: $S_t(c) = D(c,r,d_{max})/D(10*10cm^2,0,d_{ca})$

- c : diameter of conical collimator attached to LINAC
- r : off-axis distance perpendicular to central beam axis
- d : depth in water or water-equivalent material
- d_{max} : depth of maximum dose (build-up effect)
- SSD : source-surface distance

UNCONTROLLED INFORMATION IF PRINTED ON PAPER

| | | |
|-------------------------|------------------|------------------|
| Originated: | Approved: | Released: |
| January 26, 1999 | January 26, 1999 | January 26, 1999 |
| Richard Braun | Stefan Vilsmeier | Per Persson |
| Product Support Manager | President | Quality Manager |

| | | |
|---|----------------------|---------------------------|
|  | Working Instruction | WOI 09-10 |
| | Beam Measurements RS | Revision 2 page 2 of 5 |

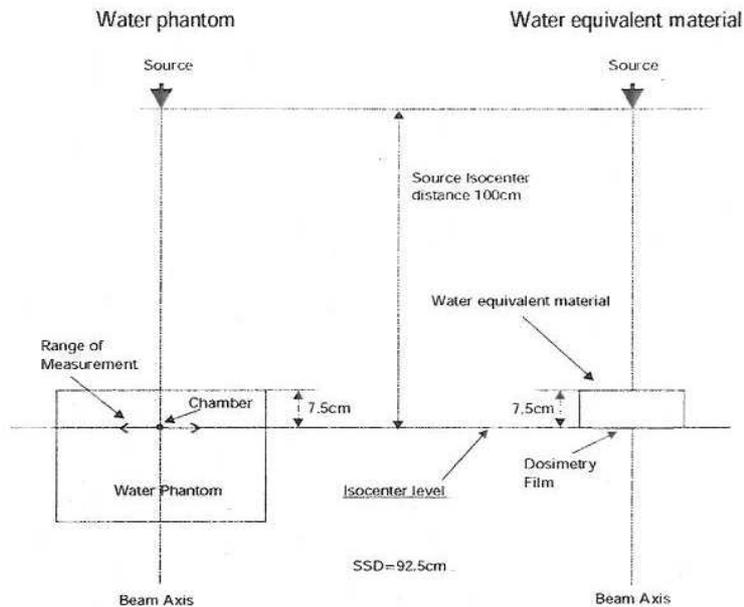
4. Instructions

Measurements of TMR, OAR and S_t for all circular stereotactic collimators MUST be made with a fixed primary jaw field size setting, usually $5 \times 5 \text{ cm}^2$.

L₀ is the 1x1 cm?
WOI 5x5 cm² pour l'étalonnage

OAR measurement set-up

UNCONTROLLED INFORMATION IF PRINTED ON PAPER

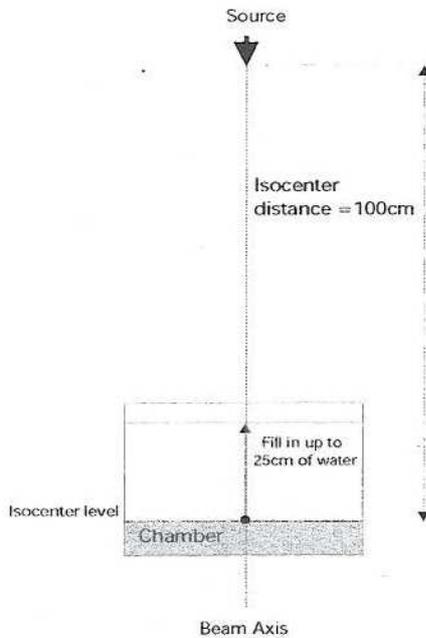


OAR can be measured either in a water phantom using ionization chamber or diodes, or with water equivalent material using dosimetry films. When using a water phantom adjust the chamber at isocenter level, 7.5cm below water surface. If you are using an automatic dose measurement system, make a continuous dose measurement in order to get the most accurate and continuous OAR graph. If only a non-automatic system can be used, make sure to measure in 1mm steps in the area of steep dose fall-off, and every 3-5 mm at the flat parts of the dose curve until the dose drops to less than 2% of the maximum dose.

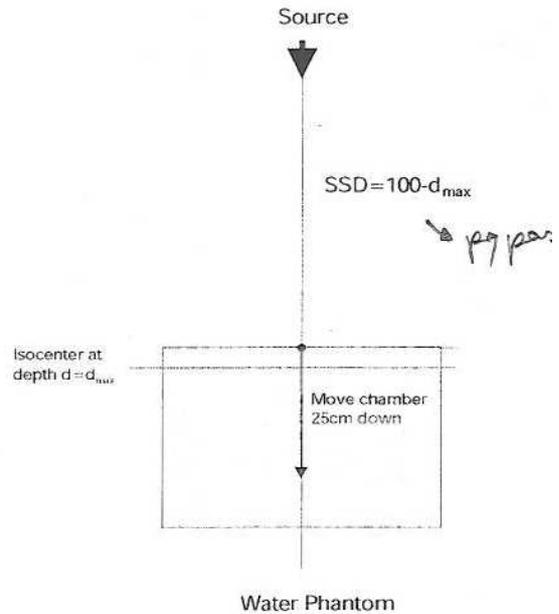
Make sure to measure the profile in positive and negative range. According to the definition of OAR, normalize the data to the dose measured on central beam axis $r=0$, and average corresponding data points from the negative and positive branch.

OAR has to be measured for each collimator separately using the same jaw position.

TMR measurement set-up



PDD measurement set-up



UNCONTROLLED INFORMATION IF PRINTED ON PAPER

Usually, this is done with ionization chambers only. The chamber is fixed inside the water phantom at isocenter position. At the beginning, the device is placed just on the water surface. Then water is filled up to a level of 25cm above isocenter. During filling, the LINAC is continuously irradiating and the chamber is measuring the dose. In case the measurement system can not pick up the data continuously, BrainLAB recommends to use the following water heights for reconstructing the TMR-profile (for 6MV beam): 0, 5, 8, 12, 14, 15, 16, 18, 20, 25, 30, 40, 50, 75, 100, 125, 150, 175, 200, 225, 250mm. For photon beams with higher energy the depths should be modified corresponding to the expected changes in depth-dose curve.

Adjust water surface to d_{max} above isocenter (SSD=100cm-d_{max}). Position chamber at water surface. Then move the chamber 25cm down into the water. Keep the LINAC continuously irradiating and the chamber measuring during movement. In case the measurement system can not pick up the data continuously, BrainLAB recommends to use the following depths for reconstructing the PDD-profile (for 6MV beam e.g.): 0, 5, 8, 12, 14, 15, 16, 18, 20, 25, 30, 40, 50, 75, 100, 125, 150, 175, 200, 225, 250mm. For photon beams with higher energy the depths should be modified corresponding to the expected changes in depth-dose curve.

Depth-doses show a maximum dose at a particular depth that depends, beneath others, on collimator size. But the algorithms used for dosage calculation require all data to be normalized to the same depth. This depth will be referred to as d_{max}. Following this normalization instruction, it might happen that some graphs exceed unity.

TMR is defined as:

$$TMR(c, d) = D(c, 0, d) / D(c, 0, d_{max})$$

- c : diameter of cone at isocenter
- r : off-axis distance
- d : depth in tissue

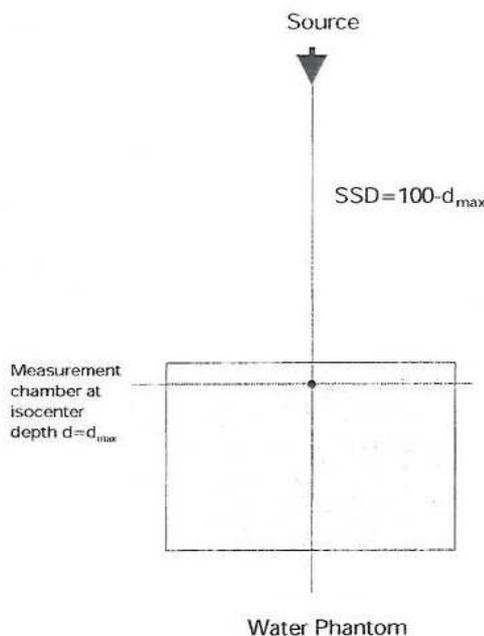
To get data comparable to TMR the data measured with the PDD method need to be converted to TMR using:

$$TMR(c, d) = PDD(c, d, SSD) \cdot \left(\frac{SSD + d}{SSD + d_{max}} \right)^2$$

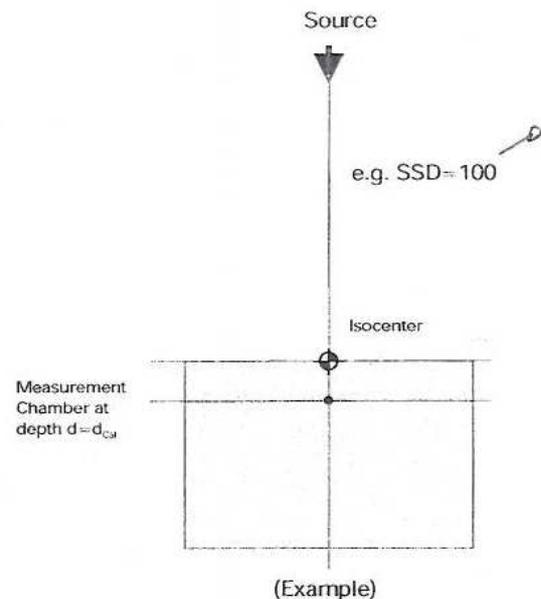
The depth-dose data has to be measured for each collimator separately using the same jaw position.

Scatter Factor S_c (Relative Output Factor)

$S_c(c, 0, d_{max})$ measurement set-up



$S_c(c, 0, d_{cal})$ measurement set-up
(Hospital calibration setup, e.g.)



UNCONTROLLED INFORMATION IF PRINTED ON PAPER

The scatter factor accounts for the attenuation of the beams that is due to the focusing effect of the collimator in comparison to an "open field" irradiation.

fait par...

Measure the dose at the reference point d_{max} ($SSD = 100 - d_{max}$), i.e. the depth where the PDD/TMR have been normalized. Apply the same dose that is delivered when measuring the nominal LINAC output and when calibrating the LINAC, e.g. $MU_{cal} = 100$ MU. Make three measurements (for each collimator) and take the average to account for inaccurate dose delivery/measurement. Keep the jaws in the same position as for the measurements of PDD/TMR and OAR.

| | | |
|---|----------------------|---------------------------|
|  | Working Instruction | WOI 09-10 |
| | Beam Measurements RS | Revision 2 page 5 of 5 |

Then measure the dose for the hospital calibration setup (e.g. SID=SSD=100cm, $d_{max}=d_{cal}$, fieldsize=10x10cm²) at depth d_{cal} . Again, take the average out of three measurements.

S_i is defined as $S_{i,c} = D(c,0,d_{max})/D(10*10cm^2,0,d_{cal})$

Reason: Measuring at hospital calibration setup gives an electrometer reading of M_{cal} that is according to the hospital a dose D_{cal} (e.g. 1Gy). Thus we have calibrated the ionization chamber and calculate a dose from given electrometer readouts.

S_i has to be measured for each collimator separately using the same jaw position.

Re
SS
Am
[dc
SS

5. References

"Beam Shape Editor", BrainLAB Users Manual

"Dose Algorithm", BrainLAB Users Manual

Rice R K, Hansen J L, Svensson G K, Siddon R L; *Measurements of dose distributions in small 6MV x-rays.* (1987) Phys. Med. Biol. 32 pp1087-1099.

UNCONTROLLED INFORMATION IF PRINTED ON PAPER



Supplément

Révision 1.0

Logiciels de planification de radiothérapie de BrainLAB

iPlan RT Dose
BrainSCAN

Copyright 2007, BrainLAB AG Allemagne. Tous droits réservés.

2.3 Mesure de petits champs

Recommandations en matière de mesures Il est obligatoire de réaliser des mesures spécifiques avant d'effectuer des traitements stéréotaxiques avec des champs de très petites tailles. Il est supposé que si l'on fait la moyenne de la dose inhomogène mesurée à l'aide d'un détecteur de grand volume sensible, on obtient un signal plus faible. Aussi, les valeurs élevées obtenues avec de petits détecteurs sont susceptibles d'être plus proches de la valeur réelle. Par conséquent, utilisez le plus petit détecteur disponible lorsque vous réalisez une dosimétrie sur petits champs.¹⁰ Pour effectuer des mesures sur l'axe central du faisceau, telles que la dose en profondeur, les rapports tissu maximum (TMR), les facteurs de diffusion (*scatter/output*), le détecteur utilisé doit avoir des dimensions nettement inférieures à la taille du champ.

L'équipement de dosimétrie requis doit être sélectionné et manipulé avec minutie. En présence de petites tailles de champ, il est particulièrement important d'aligner correctement le fantôme d'eau et la direction de déplacement du détecteur sur l'axe et le centre du faisceau. Même si le détecteur a une taille adaptée aux petits champs à mesurer, sa sensibilité (par exemple la dépendance énergétique du signal) doit être ajustée en effectuant des corrections de précision, conformément aux spécifications fournies par le fabricant du détecteur.

Informations de sécurité



Il est obligatoire de respecter les spécifications et recommandations établies par le fabricant de l'équipement de dosimétrie. En particulier, les détecteurs de dose ont chacun un intervalle de tailles de champs très spécifique pour lequel ils peuvent être appliqués. Le fait d'utiliser un détecteur de dose hors de son domaine d'application ou dans la mauvaise orientation peut fausser les calculs de dose et causer de graves préjudices à la santé du patient, voire même entraîner sa mort.



En cas de traitement sur des petits champs, le profil de dose présentera un plateau très étroit ou aucun plateau du tout. Si le volume sensible du détecteur est trop grand, la dose mesurée sera plus faible que la dose réelle, ce qui engendrera un surdosage lors de l'irradiation, et causera de graves préjudices à la santé du patient ou pourra même entraîner sa mort. L'utilisation de détecteurs dont le volume sensible n'a pas la bonne taille contribue fortement à l'obtention de mesures imprécises de la dose.

To determine the equivalent square field size (ESFS) of the circular 60 mm collimator at 100 SSD, use the following information. CyberKnife fields are circular and defined at 80cm SSD. The diameter of the collimator is multiplied by 0.9 to determine the ESFS as in equation (Eq.1).

Convert the circular field size to the equivalent square.

$$\text{ESFS (80)} = .9 \times \text{Circular Field Size (Collimator @ 80 cm SAD)}^1 \quad (\text{Eq.1})$$

For an extended SSD of 100 cm, the ESFS becomes larger by the relationship expressed in equation (Eq.2).

$$\text{FS(100)} = 100/80 \times \text{ESFS (80)} \quad (\text{Eq.2})$$

$$\text{ESFS (100)} = 1.125 \times \text{ESFS (80)}$$

So, the 60 mm collimator at 80 SAD is equal to the ESFS of 67.5 mm at 100 SSD. Refer to Table 3-2 on Page 3-22.

CyberKnife ESFS

| | |
|---|--|
| Collimator Size (cm) At 80 SSD = 6.0 cm | Eqv. Square FS (cm) @ 100 cm = 6.75 cm |
|---|--|

PROCEDURE 3-6: CYBERKNIFE K_0 BEAM QUALITY MEASUREMENT

1. Set up water tank or solid water phantom.
2. Measure at 100 cm SSD. Use the TP to manually drive the Robot. (Refer to Module 5 for details of manual robot operation).
 - Set robot normal to surface using laser and SSD=91 cm with front pointer (Figure 3-15: Front Pointer, page 20). Set up as in Figure 3-16 Example of Verification of Dosimetry Calibration, page 22
 - With the robot set to **WORLD** co-ordinates mode, move upwards 9 cm so that the linac target is 100 cm to the water surface.



CAUTION: Alternatively, you could manufacture a front pointer suitable for SSD 100 cm, but do NOT push it too far in! Avoid this by making a stopper/flange. The mirror could be damaged.

3. Acquire a reading at 15 mm depth. Obtain a reading at 100 mm depth. Compute the PDD.
4. Compare the CyberKnife measured d10 PDD with the 6.75 mm equivalent from a known data source such as the BJR 25. From this value, the equivalent associated value for a 10x10 FS can be inferred.

After the beam energy has been determined, perform a hard calibration using the Absolute Dose Calibration of your choice such as TG 51 or IAEA 398 protocol.

The CyberKnife dose is then established to be 1 cGy equals 1 MU at 78.5 SSD and a depth of 15 mm.

1. From Day MJ & Aird EGA in BJR sup 25, 1996, p138-153. At 80 SSD, the 60 mm collimator is equal to a 5.4 cm equivalent square.

Table 1: Example of Output Factor Table (650 mm SAD) with water phantom, without reference chamber

b) Birdcage Film Measurement (alternative):

1. Measurement using Rotterdam film phantom (PMMA cylinder) and EBT films
2. Mount birdcage and PMMA phantom to linac nozzle
3. Insert film into film pocket and let it getting pinpricked by the inserted needles
4. Deliver 300 MU for the 60 mm collimator; for the **other** collimators deliver 300 MU/Output Factor in order to have always the same dose to the film (see table 2 below)
5. Send all films together with one unexposed background film to Rotterdam for evaluation

| Coll. (mm) | 5 | 7.5 | 10 | 12.5 | 15 | 20 | 25 | 30 | 35 | 40 | 50 | 60 |
|---------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| OF measured | 0,705 | 0,867 | 0,909 | 0,941 | 0,957 | 0,972 | 0,978 | 0,981 | 0,984 | 0,987 | 0,991 | 1,000 |
| MU delivered | 425,43 | 345,95 | 330,20 | 318,87 | 313,61 | 308,61 | 306,66 | 305,77 | 304,96 | 304,01 | 302,82 | 300,00 |

Table 2: Output Factor Table (OF) with bird cage phantom

2. Tissue Phantom Ratio Table (TPR) (without reference chamber)

1. Jog the robot into position above the water tank. Chose a position such that the joint 5 knuckle is roughly parallel with the floor. Move the robot up and down the z axis to ensure smooth motion with minimal joint rotation.
2. Install the laser collimator and turn on the laser.
3. In joint mode, manipulate the axes such that the laser beam is reflected back at the pin hole.
4. Switch to world coordinates.
5. Attach the CyberKnife birdcage, mount the chamber holder form underneath and insert the diode vertically, insert the front pointer into the birdcage and adjust the vertical position of the diode to 798 mm (= SAD 800 mm).
6. Replace laser collimator by 5 mm collimator and mount the birdcage to the linac.
7. Attach an electrometer. Using the linac beam and the electrometer output, manually adjust the position so that the diode is at the radiation center (maximum signal).
8. Use robot z-coordinate to establish the surface position, i.e. the diode surface is at water surface (= black ring at diode housing)
9. On the teach pendant, go to MONITOR > ROBOT POSITION > CARTESIAN. Record the surface position (in mm) and enter this into the yellow box in the spreadsheet. Leave this screen open throughout the measurements.
10. Move the robot down to - 300 mm depth and verify proper tank clearances. Use the STEP motion function on the teach pendent (TP) (change the green arrow on the right side to select 100 - 0.1 mm steps sizes). When using this step motion, you must ensure the START + key is depressed until motion stops.
11. Return the diode to the surface position using the STEP motion function. Visually check the position to ensure it is correct.
12. Extend the TP to the control console if possible.
13. Clear the room - deliver a warm-up fraction (> 5000 MU).

How to use the automatic TPR-program:

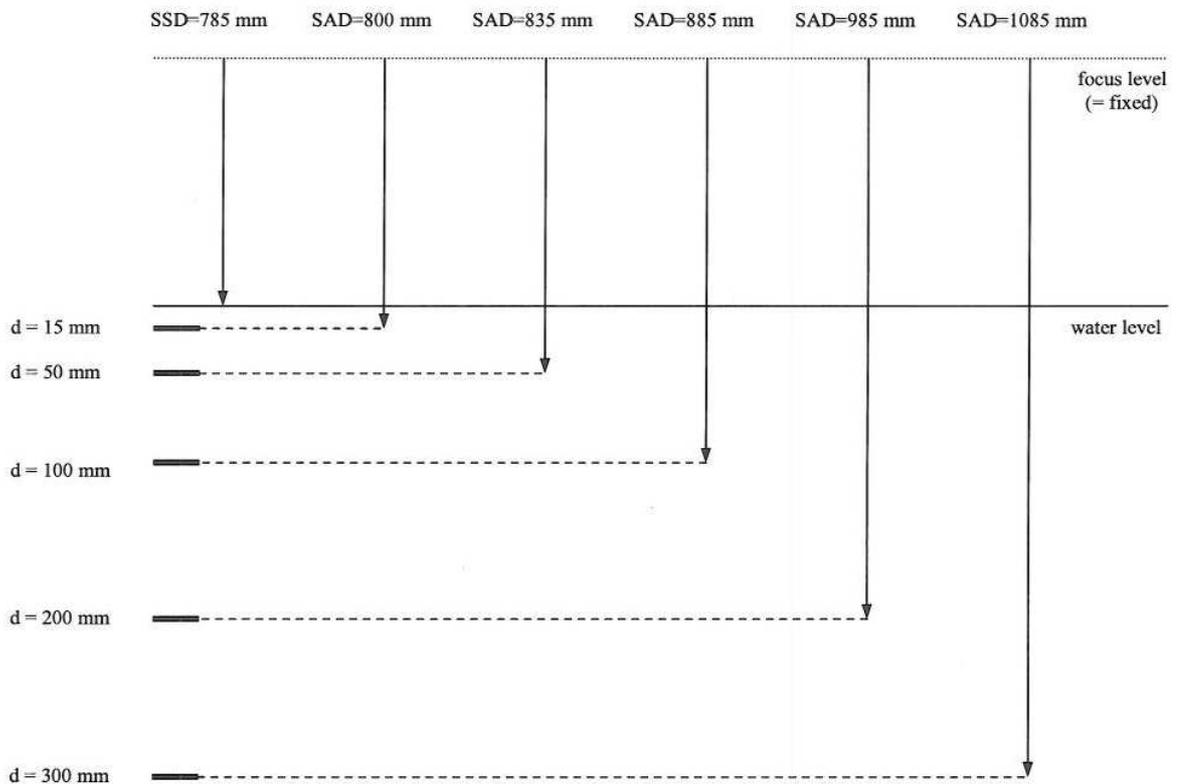
- Turn the mode switch on the teach pendant to T1 or T2
- Switch to Expert mode : Configure -> user group -> Expert (password: kuka)
- Copy the file to a floppy disk or CD and transfer it to the controller (CK Tools directory) using the robots PC's floppy or CD drive.
- Test run the program in t1 with low speed percentage values (10%). (exactly like running prch)
- Ensure there are no obstructions prior to remote operation.

3. Off-Center Ratios Table (OCR) (with reference chamber)

1. Use the same setup as used for output factor measurements until step 9.
2. Align the water tank carefully to make sure that the scanning mechanism is perfectly aligned to the laser axis.
3. A reference chamber (e.g. PinPoint, diode or 0.125 ccm) and a dual-channel electrometer must be used for this measurement.
4. **For SSD = 800 mm measurements (= preferred):**

Use the front pointer to position the robot at SSD = 785 mm and then measure the 2 x 5 in- and crossplane profiles for each collimator in water depths of d = 15, 50, 100, 200 and 300 mm. Then correct the x-axis data in EXCEL using the following formula (see graph below and table 4):

$$\text{x-axis correction} = 800^2 / (785 + \text{depth (mm)})^2$$



| | | SAD = 785 mm | water depth at SSD setup (mm) | | | | |
|--|--|--------------|-------------------------------|----|-----|-----|-----|
| | | | 15 | 50 | 100 | 200 | 300 |
| | | | | | | | |

| collimator | spacing | SAD ranges | SSD ranges | | | | |
|------------|---------|------------|------------|----|----|----|----|
| | | | +/- mm | | | | |
| mm | mm | +/- mm | | | | | |
| 5 | 0,2 | 30 | 30 | 31 | 33 | 37 | 41 |
| 7,5 | 0,2 | 30 | 30 | 31 | 33 | 37 | 41 |
| 10 | 0,2 | 30 | 30 | 31 | 33 | 37 | 41 |
| 12,5 | 0,2 | 30 | 30 | 31 | 33 | 37 | 41 |
| 15 | 0,2 | 30 | 30 | 31 | 33 | 37 | 41 |
| 20 | 0,5 | 40 | 40 | 42 | 44 | 49 | 54 |
| 25 | 0,5 | 40 | 40 | 42 | 44 | 49 | 54 |
| 30 | 0,5 | 40 | 40 | 42 | 44 | 49 | 54 |
| 35 | 0,5 | 50 | 50 | 52 | 55 | 62 | 68 |
| 40 | 0,5 | 50 | 50 | 52 | 55 | 62 | 68 |
| 50 | 0,5 | 60 | 60 | 63 | 66 | 74 | 81 |
| 60 | 0,5 | 60 | 60 | 63 | 66 | 74 | 81 |

Table 4: OCR measurement settings for spacing and ranges for SSD and SAD setup

5. For SAD = 800 mm measurements:
On the teach pendant, go to MONITOR > ROBOT POSITION > CARTESIAN. Record the surface position (in mm) and enter this into the yellow box in the spreadsheet. Leave this screen open throughout the measurements (see table 5 below for robot positions):

| series | Water depth (mm) | SSD (mm at the front pointer) |
|--------|------------------|-------------------------------|
| 1 | 15 | 785 |
| 2 | 50 | 750 |
| 3 | 100 | 700 |
| 4 | 200 | 600 |
| 5 | 300 | 500 |

Table 5: OCR measurement spacing and ranges for SAD- and for SSD-setup

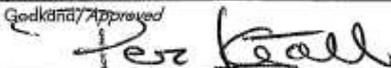
6. Set the SGI to maximum dose deliverable, i.e. 600.000 MU.
7. Use slow scan speed (e.g. 0.2 mm/s) and the spacing and ranges as specified in table 6. For measuring all 10 profiles for a give collimator in one sequence, it is recommendable to use the (rounded) maximum range of $d = 300$ mm for all depths.
8. After scanning is complete, shift each measured profile to CAX and then average inplane and crossplane profiles.
9. Then average left and right side to end up with the average of 4 half scans.
10. Renormalize to the CAX to produce the radial OCR per collimator.
11. For SSD setup (only) correct the x-axis values in EXCEL for SAD = 800 mm (see formula above).
12. Once satisfactory curves have been obtained, the data must be fit (cubic spline interpolation) to generate a data table according to "spacing" and "SAD ranges" in table 5. This data must be checked versus the measured data.

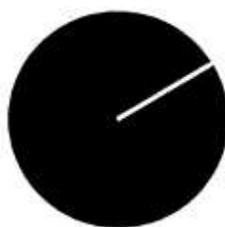
Site : xxxxxx
Detector: Diode PTW-T60008-####
5.0 collimator_size (mm)
5 depths

41 radial measurements (mm)

| off axis distance (mm) | 15 | 50 | 100 | 200 | 300 |
|------------------------|--------|--------|--------|--------|--------|
| 0.0 | 1,000 | 1,0000 | 1,0000 | 1,0000 | 1,0000 |
| 0.2 | 0,999 | 0,9828 | 0,9826 | 0,9820 | 0,9818 |
| 0.4 | 0,987 | 0,9294 | 0,9301 | 0,9294 | 0,9293 |
| 0.6 | 0,972 | 0,8374 | 0,8386 | 0,8395 | 0,8432 |
| 0.8 | 0,953 | 0,7049 | 0,7080 | 0,7123 | 0,7186 |
| 1.0 | 0,925 | 0,5462 | 0,5512 | 0,5593 | 0,5677 |
| 1.2 | 0,895 | 0,3866 | 0,3950 | 0,4072 | 0,4185 |
| . | . | . | . | . | . |
| . | . | . | . | . | . |
| 30 | 0,0944 | 0,1044 | 0,1120 | 0,1222 | 0,1322 |

Table 6: Example of Off Center Ratios Table (OF) Excel file (5 mm collimator)

| | | | |
|--|---------------------------|---|---------------------|
| Utfärdare/ Issuer Per Kjäll | Datum/ Date 2005-11-06 | Utgåva/ Edition 2 | Sida/ Page 1 (5) |
| Godkänd/ Approved  | Datum/ Date 2005-11-06 | Ref nr/Dok nr/ Ref no/Doc no BL0596 | |
| Avser/ Regarding Protocol for Absorbed Dose Rate, Ionization Chamber #0692 | | Directory E:\DOC_STYR | |



ELEKTA

Protocol for Absorbed Dose Rate

PTW chamber - type PTW-31010

serial number #0692

NOTE! This chamber shall be re-calibrated not later than 2007-10-10.

| | | |
|--------------------|--------------|---------------|
| Document BL0596 | Edition 2 | Page 2 (5) |
|--------------------|--------------|---------------|

Revision History

| Issue | Date | Author | Status | Description |
|-------|------------|--------|----------|---|
| 1 | 2002-06-14 | PKJ | Approved | Approved version, after changes recommended by Jürgen Arndt |
| 2 | 2005-11-06 | PKJ | Approved | New Calibration |

References

- [1] IAEA, Technical Report Series - 398
- [2] IAEA, Technical Report Series - 277

An important note on updating this document

This document contains several references to the chamber characteristics. Since this data is very important for the correct determination of the dose rate, it is important not to forget updating *all* values on *all* pages when this document is updated. The data is therefore entered as “bookmarks” in the table below, and all other occurrences of the data is in the form of cross-references to these bookmarks. So, when updating this document, only change the values in the table below:

| | |
|---------------------------|----------------|
| Detector Type | PTW-31010 |
| Detector Number | 0692 |
| Calibration Certificate | No. 0507924 |
| Calibration Dose Rate | 0.2872 [Gy/nC] |
| Detector Calibration Date | 2005-10-11 |
| Document Number | BL0596 |

PTW Chamber # 0692, $N_{D,w} = 0.2872$ [Gy/nC]

Table 1. Bookmarks used for all occurrences of the data in the document.

PTW chamber # 0629

| | |
|--|---|
| Calibration document: | Calibration $N_{D,w}$ absolute dose in H ₂ O (Gy/nC) |
| Calibration certificate PTW No. 0507924 | $N_{D,w} = 0.2872$ [Gy/nC] |

Note! In those cases, when the ionization chamber is calibrated in air kerma (N_k), the IAEA-protocol [2] is used to calculate the calibration factor for absorbed dose in water ($N_{D,w}$).

$$N_{D,w} = N_k \cdot (1-g) \cdot k_{att} \cdot k_m \cdot (s_{w,air})_u \cdot P_u$$

For Co-60 measured with this chamber, the following values are used [2]:

$$\begin{aligned} g &= 0 \\ k_{att} \cdot k_m &= 0.97 \\ (s_{w,air})_u &= 1.133 \\ P_u &= 1 \end{aligned}$$

| | | | |
|----------------------------|------------------|----------------|-------------------------------|
| Hospital | | LGK# and model | Date of dose rate measurement |
| Total source activity [Ci] | Date of activity | Signature(s) / | |

Important Note:

Before starting the measurements of the Leksell GammaKnife® dose rate, check that the identification number of the ionization chamber you are using corresponds with the number on this document. The identification number is printed on the ionization chamber. This is very important since each chamber has an individual calibration constant.

Measurement Procedure

1. Start by turning on the electrometer at least 10 min prior to measurements
2. Position the spherical polystyrene phantom at $x = 100$ [mm] in the unplugged 18 mm collimator helmet
3. Position the sensitive volume of the detector (the black cap) at position $x = y = z = 100$ [mm]
4. In LGK model B center the largest extension of the sensitive volume in the plane $Z = 100$ [mm] and in LGK model U center the largest extension of the sensitive volume in the plane $X = 100$ [mm]
5. Check the leakage (L) by measuring during 5 min with the chamber not exposed to radiation

Measured leakage during 5 minutes $L =$ _____ [nC]

6. Measure the temperature and pressure

Temperature, $T_1 =$ _____ [C°] Pressure, $p_1 =$ _____ [mbar]

7. Start measurements when the helmet is in treatment position, i.e. use a separate timer for the measurements. One measurement represents the integrated charge during 1 minute. Fill in table 1 below.

Table 1

| Measurement # | Time [min] | Charge [nC] | Measurement # | Time [min] | Charge [nC] |
|---------------|------------|-------------|---------------|------------|-------------|
| 1 | 1 | | 6 | 1 | |
| 2 | 1 | | 7 | 1 | |
| 3 | 1 | | 8 | 1 | |
| 4 | 1 | | 9 | 1 | |
| 5 | 1 | | 10 | 1 | |

Average measurement, M , [nC/min]

PTW Chamber # 0692, $N_{D,w} = 0.2872$ [Gy/nC]

| | | |
|--------------------|--------------|---------------|
| Document BL0596 | Edition 2 | Page 5 (5) |
|--------------------|--------------|---------------|

8. Measure the temperature and pressure once again after the last charge measurement

Temperature, $T_2 =$ _____ [C°] **Pressure, $p_2 =$ _____ [mbar]**

9. Subtract the leakage current per minute from the average measurement (M):

$$M_u = M - L/5 \text{ [nC/min]}$$

$$M_u = \text{_____ [nC/min]}$$

10. Calculate the *Temperature-Pressure* correction factor, k_{tp} :

$$k_{tp} = \frac{(273.2 + T) \cdot 1013}{293.2 \cdot p} \quad \Rightarrow \quad k_{tp} = \text{_____}$$

where $T = (T_1 + T_2)/2$ and $p = (p_1 + p_2)/2$

11. The measurement corrected for leakage at the center of the spherical polystyrene phantom, M_u , is now converted to the corresponding *dose rate in water*, $D_w(t)$, by:

$$D_w(t) = k_{tp} \cdot N_{D,w} \cdot M_u \cdot k_c \text{ [Gy/min]}$$

Where k_c is here set equal to 1.00 [1].

The dose rate of the Leksell GammaKnife® with serial number _____, has been measured to have a dose rate of :

| |
|--|
| $D_w(t) = \text{_____ Gy min}^{-1}$ at (date) _____ |
|--|

| | |
|---|---|
| Detector calibration document: Calibration certificate PTW No. 0507924 Detector Calibration date: 2005-10-11 | Calibration $N_{D,w}$ absolute dose in H ₂ O (Gy/nC) $N_{D,w} = 0.2872 \text{ [Gy/nC]}$ |
|---|---|

| |
|-------------------------------------|
| Date: _____ Signature(s) : _____ |
|-------------------------------------|

PTW Chamber # 0692, $N_{D,w} = 0.2872 \text{ [Gy/nC]}$

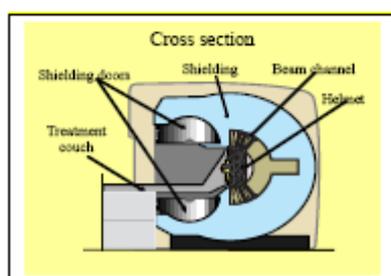
Gamma Knife Dosimetry & Treatment Planning

Jürgen Arndt
Karolinska Hospital
Stockholm Sweden

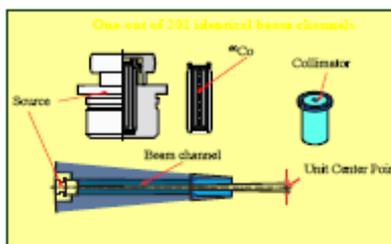
| | |
|--|---|
| Introduction | 2 |
| Irradiation technique | 3 |
| Some principal consequences | 3 |
| Beam alignment | 4 |
| Gamma Knife precision and accuracy | 5 |
| Beam data stored in Gamma Plan | 6 |
| The experimental beam channel | 7 |
| Off Axis Ratios | 7 |
| Percentage Depth Dose | 8 |
| OutPut Factors | 8 |

Introduction

We are today in the process to understand how dose and dose distributions affect the outcome of radiosurgical procedures. There is clinical evidence that the peripheral dose is relevant to predict the outcome for AVM:s and that the entire volume that receives therapeutic dose is significant to predict side effects for the same indication. For tumors the mean dose is believed to be important for the outcome and the dose to surrounding normal tissue the factor on which side effects may be predicted. Therefore, as seen from a technical and a radiophysical perspective there are two important factors that earlier more or less have been based on intuition but now are resting on scientific ground. The radiosurgical procedure must be reproducible and the therapeutic radiation dose must be delivered selectively to the target volume.



Consequently the apparatus used for the irradiation procedure must be designed to permit reproducible treatments of the smallest volume (1 cm^3 or less). Considering the smallest lesion of the Gamma Knife we should aim at a total geometrical accuracy and precision of less than $\pm 0.5 \text{ mm}$. The most direct way to realize this aim is to keep all important parts of the treatment unit stationary during treatment.



Furthermore, those parts affecting the photon beam (collimators, source, etc.) must be carefully designed and optimized for the narrow beam size.

The steep dose gradient, characteristic for radiosurgical procedures, must be correctly simulated and described in the protocol by the treatment planning system with respect to dose distribution and geometry.

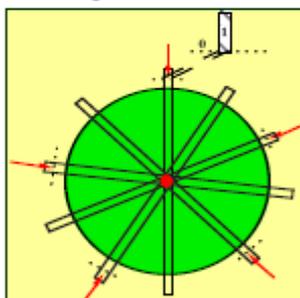
Here mainly attention is paid to the beam data that is pre-stored in Gamma Plan and to the hypothetical dose distributions whose calculation is based on this stored data.

Naturally in the clinic it is necessary to consider the entire chain of procedures. Starting with the quality of images, on which the simulated dose is overlaid and ending with the treatment by which the treatment plan is realized within the brain of the patient.

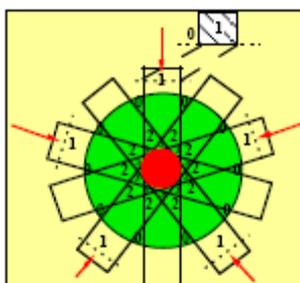
Irradiation technique

Some principal consequences

Convergent beam irradiation technique is used in radiosurgery to focus the radiation energy inside the target volume. This technique is also used in the Gamma Knife. It has some important characteristics.

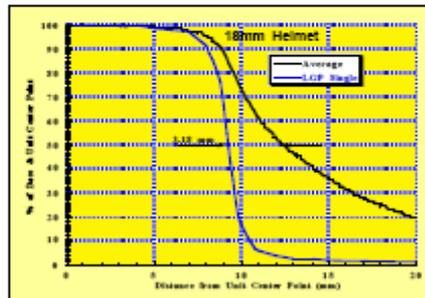
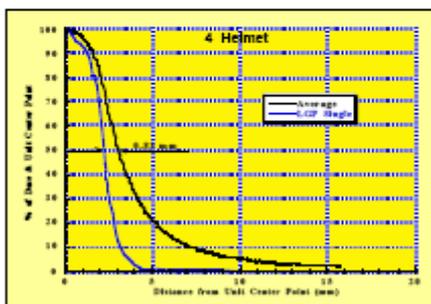


To the left are shown in two dimensions, the principles of this three dimensional irradiation technique. One illustration shows the situation when a small target is irradiated with narrow beams. The second illustration shows a large target covered by broad beams.



The characteristics of the 5 "digital" beams that are directed towards the target, are 1 inside the beam and 0 outside. In this example geometry is only considered and therefore attenuation, square law and scatter is omitted when studying how the beams penetrate the tissue (green) on their way to the red target.

As compared to the example with the small target, the broader beams used for the larger target start overlapping at a larger distance from the target border. A large volume of normal tissue receives then a therapeutic dose because the largest part of a given spherical volume is found at its periphery. From this oversimplification of reality we can conclude that radiation biology will mainly limit the largest size of the target volume that can be treated in a selective manner. Technical and radiophysical tolerances of the treatment unit will determine the smallest target that can be treated in a reproducible manner.

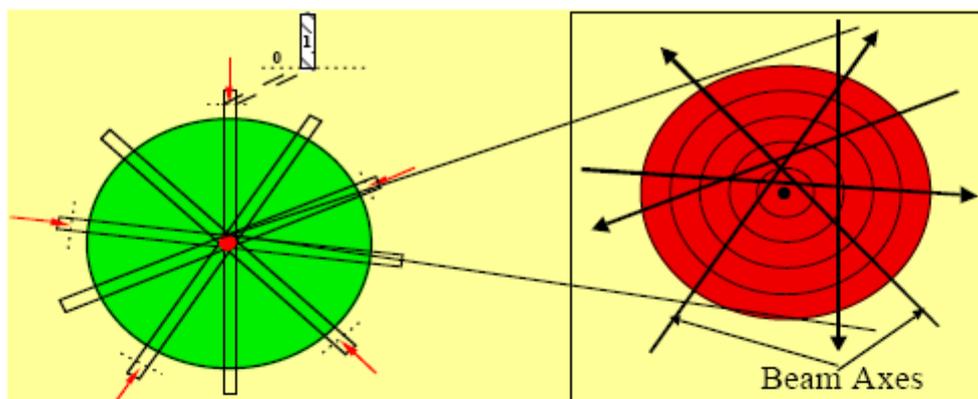


To illustrate this hypothetical discussion above with reality, Off Axis Ratios (OAR:s) of the smallest and largest single beam of the Gamma Knife are compared with corresponding OAR:s of the radio lesion where the contribution from all single beams is combined.

It can be seen that the penumbra of the two single beams is approximately the same in spite of the difference in beam diameter. In contrast differ the gradient at the borders of the resulting dose distributions considerably. The less steep dose gradient of the lesion irradiated by the larger beams is to a large extent a geometrical phenomenon.

Beam alignment

If the region where the radiation focus is said to be located is magnified, it can be seen that the beam axes do not cross exactly at one single point. This fact holds true for all treatment units independent of their technical design. The degree of magnification that is required to see this phenomenon depends however on the technical solution of the treatment unit as well as on its technical and radiophysical tolerances.



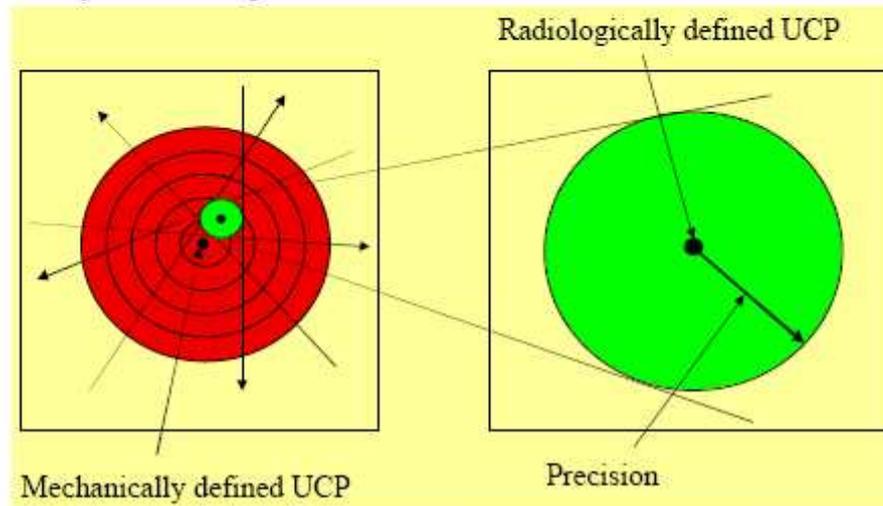
This beam miss-alignment has two consequences for the quality of dose delivery. The “center of mass” of the radiation focus may be dislocated in relation to what is assumed, leading to a geometrical error in the dose delivery. The dose distribution may also differ from what is the ideal one; that is, the dose is smeared out over a larger region and its magnitude being less than calculated by the treatment planning system.

The existence of these errors is acceptable, provided they are kept so small that they have no clinical significance during the life of the treatment unit. An eye must therefore be kept on these errors by means of QA-controls. It is obvious that it is easier to obtain and

to maintain narrow geometrical tolerances with stationary beams as compared to a mobile system, subject to wear and tear.

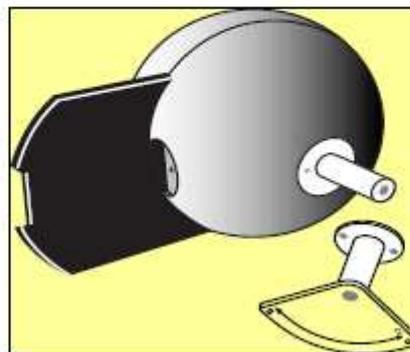
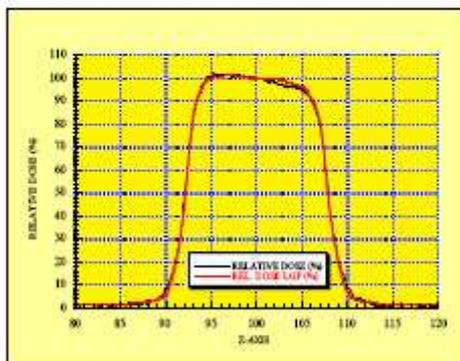
Gamma Knife precision and accuracy

We may define the center of the smallest sphere through which all beam axes pass as the radiological Unit Center Point (UCP) or isocenter. The radius of this sphere may then be seen as a measure of the spread of the beam axes or the uncertainty of their location. This uncertainty is called "the precision of the Gamma Knife".



It is a time consuming task to calculate the precision of the Gamma Knife by using the tolerance measurements of all relevant parts made during the manufacture of the unit. Instead a more direct and practical solution may be chosen.

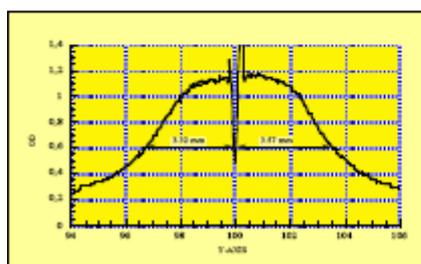
Measured dose profiles are compared with those calculated, assuming identical conditions. The only disadvantage with this approach is that the experimental error of the



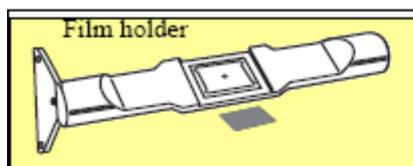
used film dosimetry is by far larger than the radiological consequences of the beam alignment we are looking for. Thus, the experimental error rather than the beam alignment determine the tolerance set for the measurement of the precision. The used tolerance of ± 0.5 mm for each of the three axes is questionable as seen from the clinical perspective, but it is the best we at present can do in daily routine

A spherical phantom simulating an adult human head is used for the film exposure. The films can be placed at the center of the sphere and the sphere can be rotated so that the film planes are correctly orientated in relation to the stereotactic system.

The distance between the mechanically defined Unit Center Point and the one defined by radiological means is called "The Gamma Knife Accuracy". This deviation is determined



by measuring the distance between the radiological and mechanical Unit Center Points. This measurement is made along the three perpendicular axes of the stereotactic frame.



The spherical phantom can not be manufactured with sufficient narrow tolerance to be used for this measurement. Instead are films exposed in a very accurately machined tool in which the mechanical Unit Center Point is simulated by a sharp needle. The needle is used to pierce the film. The hole in the film is then compared with the location of the center of the optical density distribution.

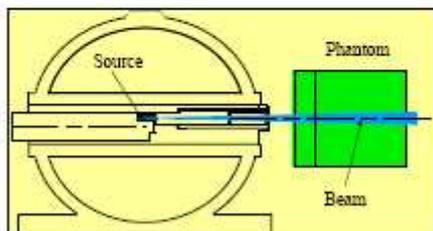
Beam data stored in Gamma Plan

All beam channels of the Gamma Knife are manufactured to very narrow mechanical tolerances. If allowance is made for the decay of the $^{60}\text{Cobalt}$, these beam channels may be considered identical and unchanging from a radiophysical point of view. The design of the Gamma Knife is such that all beam channels of the same size are identical, independent of the individual unit or its model. This means that the storage of beam data in the treatment planning system GammaPlan can be greatly simplified. This is a great advantage since it would be difficult, to measure individual beams to the required accuracy inside the unit on site. Despite the simplicity of pre-storing the beam data, this approach has one disadvantage. It requires that the users, must trust in the reliability of this data at any specific installation.

The following radiophysical data is pre-stored in Gamma Plan.

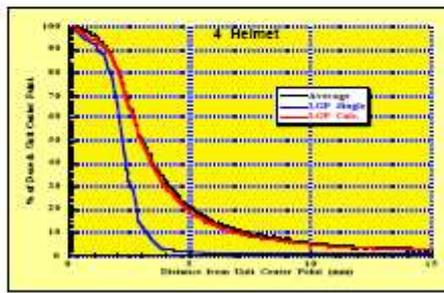
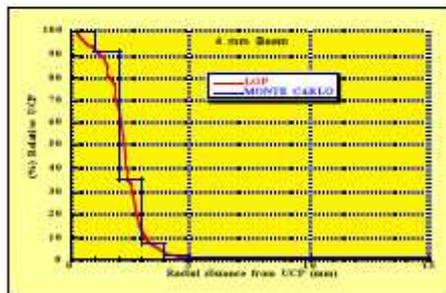
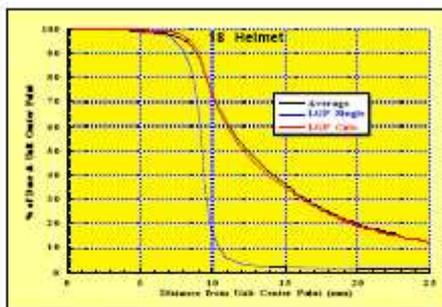
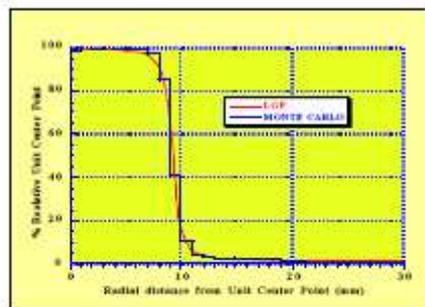
- 4 beam profiles (OAR:s), one for each beam sizes measured at 400 mm distance from source center and at 80 mm depth in polystyrene.
- One data set to analytically calculate Percentage Depth Dose (PDD)
- 4 measured factors compensating the beam size dependence of the dose rate, the so called OutPut Factors (OPF)

The experimental beam channel



It is inconvenient to measure single beam data inside the Gamma Knife. In addition it is difficult to obtain the required accuracy of the measurement. Instead a specially designed experimental device is used when the data stored in Gamma Plan is measured. The design of the device is such that exact copies of any of the beam channels of the Gamma Knife can be inserted. Data measured in a horizontal beam can thus accurately and conveniently be made. The low dose rate of one single source requires that radiographic films are used instead for chromatographic films.

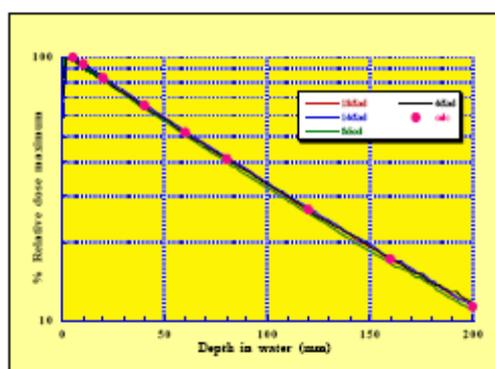
Off Axis Ratios



Diagrams 1 and 3 above show measured and MC-calculated OAR:s of the 18 mm and the 4 mm single beams. The measured single beam OAR:s for all 4 helmets are pre-stored in Gamma Plan.

It is obvious that the chosen resolution of the MC-calculations is too sparse, and is therefore of limited value to validate measured data, at least in the important penumbra region. Instead are the measured single beam OAR:s used to calculate the combined dose distribution that then is compared with corresponding measured OAR:s. This comparison is shown in diagrams 2 and 4. In order to reduce experimental uncertainties, an average OAR from 10 recently commissioned units have been used. Although only comparisons for two helmets are shown here, minor deviations between the calculated and the average of the measured OAR:s can be seen for all 4 helmets. None of these deviations are however of any clinical significance.

Percentage Depth Dose

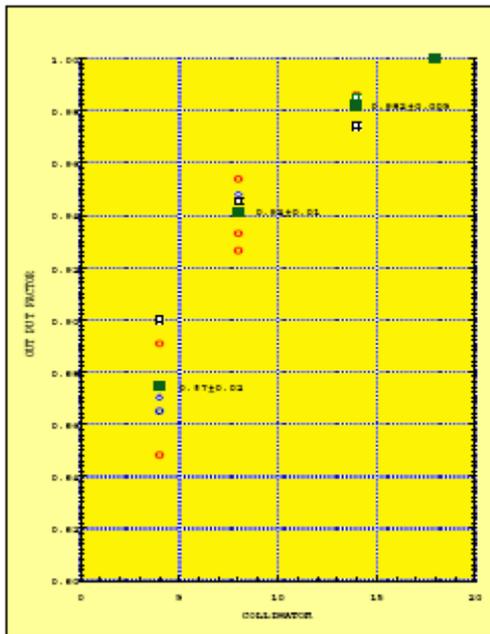


As the distance between the source and the Unit Center Point only is 400 mm, the inverse square law dominates over the beam size dependent attenuation. In fact the change in attenuation is small for these very narrow beams. Thus, one single attenuation coefficient may be used for all 4 beams when the Percentage Depth Dose (PDD) is calculated. In order to verify this assumption, PDD:s were measured in water by means of a

semiconductor and using the experimental device. In the left diagram PDD:s for all 4 single beams are compared with calculated data. We can conclude that the word "assumption" can, at least for clinical purpose, be changed to a statement.

OutPut Factors

The third data set that is pre-stored in Gamma Plan is the factors correcting the dose rate for its dependence on beam size, that is, the so called OutPut Factors (OPF). These 4 factors are based on dose rate measured at the center of the spherical phantom that is aligned at the Unit Center Point. The dose rate thus measured is normalized to the dose rate measured in the 18 mm helmet.



It is obvious that there are some experimental difficulties involved in measuring the dose rate in the 4 mm helmet. It is even more difficult to measure it on the beam axis of one single beam. The OPF for the 4 mm helmet is therefore subject to the largest uncertainty as compared to the other OPF:s. The numerical value is also subject to some controversy.

Numerical values ranging from 0.63 to 0.93 have been measured. The size of the sensitive volume of many detectors and their alignment are two common errors. Most of the experimental errors will result in a value that is too low.

The “new” OPF:s are based on fairly recent data measured at different sites in Europe. The data is averaged from measurements with TL-detectors, liquid ionization chamber and semiconductors. The extremes of these measurements have been excluded. The data and its average are shown in the diagram to the left. The only value that significantly deviated from the earlier recommended OPF:s is the one for the 4 mm helmet, which is changed from 0.80 to 0.87.

How relevant is the assumption that the OPF:s are the same for all units, independent of their age or model. Careful measurements have been made in five B-model units of different age and also in single beams of the experimental device. These measurements confirmed that there are no measurable differences between the five units or between the measurements in the units and in the single beams. It can therefore be concluded that there are no measurable differences as long as the design of the beam channels is the same, which means that there should be no difference between the U-model and the B-model.

| Collimator | 4 | 8 | 14 |
|---------------------------|-------|-------|-------|
| Analytical ¹⁾ | 0.871 | 0.943 | 0.979 |
| Monte Carlo ²⁾ | 0.879 | 0.960 | 0.979 |

1) P.Nizin, Med. Phys. Dec. 98
2) S. Liu, Karolinska Hospital

The range of published calculated OPF:s for the 4 mm helmet is similar to those measured. The very selected data of the table to the left is chosen for two reasons. The analytical data is

the most recent publication. The data from the Karolinska Hospital is the only MC-calculation into which I had some insight how it was obtained.

| | |
|--------------|------|
| 18 mm helmet | 1.00 |
| 14 mm helmet | 0.98 |
| 8 mm helmet | 0.95 |
| 4 mm helmet | 0.87 |

The OPF recommended by the manufacturer of the Leksell Gamma Knife are shown in the table to the left.

| The used detectors have all their limitations | | | |
|---|-----|-----|--------|
| Detector | Si | TLD | Liquid |
| Small volume | +++ | - | ++ |
| Energy independence | -- | + | +++ |
| Dose rate independence | +++ | ++ | ++ |
| Directional independence | - | + | +++ |
| High signal/volume ratio | +++ | + | +++ |

The table to the left is an attempt to describe relevant characteristics of the used detectors with respect to dose measurements in very narrow beams. The number of plusses or minuses are by no means statements - rather indications. It can be seen, also with this

crude classification that the liquid ionization chamber is superior for measurements in narrow beams. The only reason why the data for the OPF:s are not based only on measurements with the liquid ionization chamber is that there at present exists little practical experience in narrow beam application.

ANNEXE 3

ENQUETE NATIONALE : QUESTIONNAIRE ET TABLEAU RECAPITULATIF DES REPNSES

Enquête IRSN : Caractérisation dosimétrique des minifaisceaux

ETABLISSEMENT

➤ *Pratiquez vous des traitements de :*

| | | |
|--|-----|-----|
| Radiochirurgie (séance unique) | Oui | Non |
| Radiothérapie stéréotaxique <i>intracraniale</i> (fractionnée) | Oui | Non |
| Radiothérapie stéréotaxique <i>extracraniale</i> (fractionnée) | Oui | Non |

Si oui à l'une des trois questions précédentes :

APPAREILLAGE

➤ *Appareil de radiothérapie utilisé (plusieurs choix possibles) :*

| | | |
|---|-----|-----|
| Accélérateur avec miniMLC | Oui | Non |
| Accélérateur avec localisateurs circulaires | Oui | Non |
| Gammaknife (localisateurs circulaires) | Oui | Non |
| Cyberknife (localisateurs circulaires) | Oui | Non |

➤ *Préciser pour chacun :*

Marque :
Type :
Année d'installation :
Type de rayonnement :
Tension ou énergie nominale (MV, MeV) :

➤ *Si utilisation d'un miniMLC, préciser :*

Intégré Additionnel
Constructeur : Référence :

Nombre de lames x Largeur des lames (dans le plan de l'isocentre, en mm) :

➤ *Si utilisation de localisateurs circulaires, préciser :*

Taille des localisateurs disponibles (en mm à l'isocentre) :
Taille des localisateurs utilisés (en mm à l'isocentre) :
Taille de la pré-collimation par les mâchoires (en mm à l'isocentre) :

INSTRUMENTS DE MESURE

➤ *Décrire les instruments de mesure que vous avez utilisés pour caractériser les minifaisceaux :*

Electromètre : Marque Référence

Détecteurs :

| Détecteur | Type | Marque | Référence | Volume sensible (cm ³) |
|------------------------|------|--------|-----------|------------------------------------|
| Chambre d'ionisation 1 | | | | |
| Chambre d'ionisation 2 | | | | |
| Chambre d'ionisation 3 | | | | |
| Diamant | | | | |
| Diode 1 | | | | |
| Diode 2 | | | | |
| Film | | | | |
| Film GafChromic | | | | |
| Thermoluminescence | | | | |
| Gel | | | | |
| MOSFET | | | | |
| Autre | | | | |

Fantômes :

| Fantôme | Marque | Référence |
|------------------------|--------|-----------|
| Cuve à eau | | |
| Plaques équivalent eau | | |

CARACTERISATION DOSIMETRIQUE DES FAISCEAUX

La caractérisation dosimétrique des faisceaux est l'ensemble des mesures réalisées pour obtenir les données de base utilisées pour la planification des traitements.

➤ Document de référence utilisé pour caractériser le miniMIC :

Généré localement Constructeur Autre Références

➤ Document de référence utilisé pour caractériser les localisateurs circulaires :

Généré localement Constructeur Autre Références

➤ Mesures réalisées pour le miniMLC, conditions de mesure* et détecteur(s) utilisé(s) :

| | Taille des champs (mm) | DSP (mm) | DSD (mm) | Profondeur (mm) | Détecteur |
|--------------------|------------------------|----------|----------|-----------------|-----------|
| Débit de référence | | | | | |
| FOC | | | | | |
| PDD | | | | | |
| RTM | | | | | |
| OAR | | | | | |

* DSP = distance source-peau ; DSD = distance source-détecteur ; FOC = facteur d'ouverture du collimateur (*output factors*) ; PDD = rendement en profondeur ; RTM = rapport tissu-maximum ; OAR = profil (*off-axis ratios*).

➤ Mesures réalisées pour les localisateurs circulaires, conditions de mesure* et détecteur(s) utilisé(s) :

| | Taille des champs (mm) | DSP (mm) | DSD (mm) | Profondeur (mm) | Détecteur |
|--------------------|------------------------|----------|----------|-----------------|-----------|
| Débit de référence | | | | | |
| FOC | | | | | |
| PDD | | | | | |
| RTM | | | | | |
| OAR | | | | | |

* DSP = distance source-peau ; DSD = distance source-détecteur ; FOC = facteur d'ouverture du collimateur (*output factors*) ; PDD = rendement en profondeur ; RTM = rapport tissu-maximum ; OAR = profil (*off-axis ratios*).

➤ Fournir en version électronique les tableaux de mesures des FOC, profils, rendements et RTM.

Enquête IRSN : Caractérisation dosimétrique des minifaisceaux – Janvier 2008

3

| Tableau 1a | Centre 1 | Centre 2 | Centre 3 | Centre 4 | Centre 5 | Centre 6 |
|--|--------------------------------------|-------------------------------|-----------------------------------|--|-------------------------------|---|
| Traitements | | | | | | |
| Radiochirurgie (séance unique) | oui | oui | | | oui | oui |
| RS intracraniale (fractionnée) | oui | oui | | | oui | non |
| RS extracraniale (fractionnée) | oui | oui | | | oui | non |
| Appareillage (Appareil, énergie, collimation) | | | | | | |
| Accélérateur | | | | | | |
| Energie | Brainlab Novalis 6 MV (TPR=0,665) | Varian Clinac 23 EX 6 MV | Varian Clinac 2100 C 6 MV | Varian Clinac 23 EX | non | non |
| Mini MLC | Brainlab m3 | BrainLab m3 | BrainLab m3 | MLC Millennium | | |
| Localisateurs utilisés | Brainlab 6-15 mm 50x50 mm | non | 7,5-30 mm (BrainLab?) 50x50 mm | Brainscan | | |
| Précollimation des mâchoires | Brainscan, Iplan RT Dose | Brainscan | Brainscan | | | |
| TPS | | | | | | |
| Gammaknife (localisateurs circulaires) | | | | | | |
| Localisateurs utilisés | non | non | non | Elekta Leksell Gammaknife 4C 4-18mm | non | Elekta LGK 4C ; Elekta LGK Perfexion |
| Cyberknife (localisateurs circulaires) | | | | | | |
| Localisateurs utilisés | non | Accuray Cyberknife 5-60 mm | non | Accuray Cyberknife | Accuray Cyberknife 5-60 mm | non |
| Caractérisation dosimétrique | | | | | | |
| Documents de réf pour miniMLC | BrainLab WOI 10-26 Rév. 6 | BrainLab WOI 10-26 Rév. 6 | BrainLab WOI 10-26 Rév. 7 | | | |
| Documents de réf pour localisateurs circulaires | BrainLab WOI 09-10 Rév. 2 | | BrainLab WOI 09-10 Rév. 2 | | | |
| Documents de réf pour Gammaknife | | Accuray Guide utilisateur | | Elekta Accuray Guide utilisateur | Accuray Guide utilisateur | Elekta |

| Tableau 1b | Centre 7 | Centre 8 | Centre 9 | Centre 10 | Centre 11 | Centre 12 |
|--|--------------|-----------------|--------------------------|--------------------------|-----------------|-----------------------|
| Traitements | | | | | | |
| Radiochirurgie (séance unique) | oui | non | oui | non | oui | non |
| RS intracraniale (fractionnée) | oui | oui | oui | non | prévu pour 2008 | oui |
| RS extracraniale (fractionnée) | non | non | non | oui | prévu pour 2008 | ? |
| Appareillage (Appareil, énergie, collimation) | | | | | | |
| Accélérateur | Elekta Si 25 | Varian 2100 C | Varian 2100 EX | Elekta Synergy | Varian 2100 CD | Varian Clinac 600 C/D |
| Energie | 6 MV | 6 MV (TPR=0,67) | 6 MV (TPR=0,666) | 6 MV (TPR=0,674) | 6 MV | 6 MV (TPR=0,67) |
| Mim MLC | Brainlab m3 | Brainlab m3 | MLC Millennium (intégré) | Beam Modulator (intégré) | BrainLab m3 | BrainLab m3 |
| Localisateurs utilisés | non | non | non | non | non | non |
| Précollimation des mâchoires | | | | CMS | | |
| TPS | | | | non | non | non |
| Gammaknife (localisateurs circulaires) | non | non | non | non | non | non |
| Localisateurs utilisés | | | | | | |
| Cyberknife (localisateurs circulaires) | non | non | non | non | non | non |
| Localisateurs utilisés | | | | | | |
| Caractérisation dosimétrique | BrainLab | BrainLab | BrainLab | TPS CMS | BrainLab | BrainLab |
| Documents de réf pour miniMLC | | | | | | |
| Documents de réf pour localisateurs circulaires | | | | | | |
| Documents de réf pour Gammaknife | | | | | | |
| Documents de réf pour Cyberknife | | | | | | |

| Tableau 1c | Centre 13 | Centre 14 | Centre 15 |
|--|--|----------------------------------|-----------------------|
| Traitements | | | |
| Radiochirurgie (séance unique) | non | oui | oui |
| RS intracraniale (fractionnée) | oui | oui | non |
| RS extracraniale (fractionnée) | oui | oui | non |
| Appareillage (Appareil, énergie, collimation) | | | |
| Accélérateur | Varian 2100 C | Elekta SL | Varian Clinac 600 C/D |
| Energie | 8 MV (1%) (0,712) et 25 MV (99%) (0,786) | 6 MV (TPR=0,69) | 6 MV |
| Mini MLC | BrainLab m3 | Arancio DWLC collimator (3dline) | BrainLab m3 |
| Localisateurs utilisés | non | non | non |
| Précollimation des mâchoires | | | Brainscan, Iplan Dose |
| TPS | | | |
| Gammaknife (localisateurs circulaires) | | | |
| Localisateurs utilisés | non | non | non |
| Cyberknife (localisateurs circulaires) | | | |
| Localisateurs utilisés | non | non | non |
| Caractérisation dosimétrique | | | |
| Documents de réf pour miniMLC | | | |
| Documents de réf pour localisateurs circulaires | BrainLab | Constructeur | BrainLab |
| Documents de réf pour Gammaknife | | | |
| Documents de réf pour Cyberknife | | | |

Tableau 2a

| | Centre 1 | Centre 2 | Centre 3 | Centre 4 | Centre 5 | Centre 6 |
|---|--|----------------------------|---|------------------------------|----------|----------|
| Mesures réalisées pour le miniMILC | | | | | | |
| <i>Débit de référence</i> | | | | | | |
| Taille des champs (mm ²) | 100x100 | 100x100 | 950 | 100x100 | | |
| DSP (mm) | 1000 | 1000 | 1000 | 950 | | |
| DSD (mm) | 1050 | 1050 | 1000 | 1000 | | |
| Profondeur (mm) | 50 | 50 | 50 | 50 | | |
| Détecteurs | NE2581 (0,6 cc) | Chambre PTW 23332 (0,3 cc) | Chambre 0,3 cc | Chambre 0,6 cc | | |
| FOC | | | | | | |
| Taille des champs (mm ²) | 6x6 à 100x100 | 6x6 à 100x100 | 6x6 à 100x100 | 10x10 à 300x300 | | |
| DSP (mm) | 1000 | 1000 | 950 | 950 | | |
| DSD (mm) | 1050 | 1050 | 1000 | 1000 | | |
| Profondeur (mm) | 50 | 50 | 50 | 50 | | |
| Détecteurs | Pin Point PTW TW31006 - Diode Scandi-Wellhö SFD stereotactic | Pin Point PTW TW31006 | Pin Point PTW 31006 - Films | Diamant - Chambre 0,125 cc | | |
| PDD | | | | | | |
| Taille des champs (mm ²) | 6x6 à 100x100 | 6x6 à 100x100 | 6x6 à 100x100 | 10x10 à 300x300 | | |
| DSP (mm) | 1000 | 1000 | 950 | 1000 | | |
| DSD (mm) | | | | | | |
| Profondeur (mm) | | | | | | |
| Détecteurs | Pin Point PTW TW31006 | Diamant PTW 60003 | Pin Point PTW 31006 | Diamant - Chambre 0,125 cc | | |
| RTM | | | | | | |
| Taille des champs (mm ²) | | | | | | |
| DSP (mm) | | | | | | |
| DSD (mm) | | | | | | |
| Profondeur (mm) | | | | | | |
| Détecteurs | | | | | | |
| OAR | | | | | | |
| Taille des champs (mm ²) | Diagonal 100x100 | Diagonal 100x100 | Diagonal + Transversal ? + 6x6 à 100x100 | 10x10 à 300x300 | | |
| DSP (mm) | 1000 | 1000 | ? + 950 | 995,986,975,950,900,800,650 | | |
| DSD (mm) | | | ? + 50 | 1000 | | |
| Profondeur (mm) | 5-14-25-50-100-200-350 | 5-14-25-50-100-200-350 | 5-14-25-50-100-200-350 + 50 | 5, 14, 25, 50, 100, 200, 350 | | |
| Détecteurs | Pin Point PTW TW31006 | Pin Point PTW TW31006 | Pin Point PTW 31006 | Diamant - Chambre 0,125 cc | | |

| Tableau 2b | | Centre 7 | Centre 8 | Centre 9 | Centre 10 | Centre 11 | Centre 12 |
|--|--|---------------------------------------|-----------------------------------|--|--|---|---------------------------------------|
| Mesures réalisées pour le miniMLC | | | | | | | |
| Débit de référence | | | | | | | |
| Taille des champs (mm ²) | | 100x100 1000 | 100x100 1000 1050 | 100x100 1000 | 100x100 1000 1050 | 100 x 100 1000 1050 | 100 x 100 1000 1050 |
| DSP (mm) | | 50 | 50 | 14 | 14 | 50 | 50 |
| DSD (mm) | | Chambre NE 2581A | Chambre PTW TM31013 (0,3 cc) | Chambre PTW 31010 (0,125 cc) | Chambre PTW 31010 (0,125 cc) | Chambre PTW M233641 (0,3 cc) | Chambre PTW 31003 (0,3 cc) |
| Profondeur (mm) | | | | | | | |
| Détecteurs | | | | | | | |
| FOC | | | | | | | |
| Taille des champs (mm ²) | | 6x6 à 100x100 1000 | 6x6 à 100x100 1000 | 10x10 à 300x300 1000 | 16x16 à 181,6x181,6 950 1000 | 1000 | 6x6 à 98x98 1000 |
| DSP (mm) | | 50 | 50 | 14 | 50 | 50 | 50 |
| DSD (mm) | | Pin Point PTW W31006 - Wellhöfer IC10 | Pin Point PTW TM31006 (verticale) | Chambre PTW 31010 - Pin Point PTW 31006 (verticale) | CC04 (1 cm à 10 cm) et CC13 (4 cm à 10 cm) | Pin Point PTW TM31006 (0,015 cc) - Scandi-Wellhö CC01 (0,01 cc) | Chambre PTW Pinpoint 31014 (0,015 cc) |
| Profondeur (mm) | | | | | | | |
| Détecteurs | | | | | | | |
| PDD | | | | | | | |
| Taille des champs (mm ²) | | 6x6 à 100x100 1000 | 6x6 à 100x100 1000 | 10x10 à 300x300 1000 | 16x16 à 56x56 1000 | 6x6 à 100x100 1000 | 6x6 à 98x98 1000 |
| DSP (mm) | | Pin Point PTW W31006 - Wellhöfer IC10 | Diode PTW E type 60012 | Chambre PTW 31010 - Pin Point PTW 31006 (verticale) - Diode PTW SC 60012 | | Scandi-Wellhö IC04 (0,03 cc) ; Scandi-Wellhö CC01 (0,01 cc) | Scanditronix stéréotaxie |
| DSD (mm) | | | | | | | |
| Profondeur (mm) | | | | | | | |
| Détecteurs | | | | | | | |
| RTM | | | | | | | |
| Taille des champs (mm ²) | | 300x300 1000 | 400x400 1000 | Diagonal + Transversal 400x400 + 10x10 à 350x350 1000 + 1000 | 16x16 à 56x56 1000 | Diagonal + Transversal 1000 1000 | 400x400 1000 |
| DSP (mm) | | 5-14-25-50-100-200 | 5-14-25-50-100-200-310 | 5-14-25-50-100-200-250 + 14,50,100,200,300 | | 5-14-25-50-100-200-250 + 28,100,200 | 5-14-25-50-100-200-350 |
| DSD (mm) | | | | | | | |
| Profondeur (mm) | | | | | | | |
| Détecteurs | | Wellhöfer IC10 | Pin Point PTW TM31006 | Pin Point PTW 31006 | | Scandi-Wellhö IC04 (0,03 cc) | Scanditronix stéréotaxie |

| Tableau 2c | | Centre 13 | Centre 14 | Centre 15 |
|---|--|-------------------------------------|-----------|---|
| Mesures réalisées pour le miniMILC | | | | |
| <i>Debit de référence</i> | | | | |
| Taille des champs (mm2) | | | | |
| DSP (mm) | 1000 | 100 x 100 | 1000 | 6 MV 6 x 6 à 98 x 98 |
| DSD (mm) | 50 (8 MV) ; 100 (25 MV) | 1016 | 1016 | 1050 |
| Profondeur (mm) | Diode PTW P type 60008 (8 MV) ; Chambre PTW Semiflex (25 MV) | 16 | 16 | 50 |
| Détecteurs | | Chambre Wellhöfer IC70 et diode SFD | | Pin Point PTW TM31006 |
| FOC | | | | |
| Taille des champs (mm2) | | | | |
| DSP (mm) | 6x6 à 100x100 | 5,9x5,9 à 69,6x69,6 | 1000 | 6 x 6 à 98 x 98 |
| DSD (mm) | 1000 | 1016 | 1016 | 1000 |
| Profondeur (mm) | 50 (8 MV) ; 100 (25 MV) | 16 | 16 | |
| Détecteurs | Chambre PTW Pinpoint TM31006 | Diode SFD | | Pin Point PTW TM31006 |
| PDD | | | | |
| Taille des champs (mm2) | | | | |
| DSP (mm) | 6x6 à 100x100 | 5,9x5,9 à 69,6x69,6 | 1000 | 6 x 6 à 98 x 98 |
| DSD (mm) | 1000 | | | 1000 |
| Profondeur (mm) | | | | |
| Détecteurs | PTW Pinpoint TM31006 (8 MV) ; Diode PTW 60008 (25 MV) | Diode SFD | | Pin Point PTW TM31006 |
| RTM | | | | |
| Taille des champs (mm2) | | | | |
| DSP (mm) | | | | |
| DSD (mm) | | | | |
| Profondeur (mm) | | | | |
| Détecteurs | | | | |
| OAR | | | | |
| Taille des champs (mm2) | | | | |
| DSP (mm) | Diagonal + Transversal | 29,3x29,3 et 64,5x64,5 | 1000 | 6 x 6 à 98 x 98 |
| DSD (mm) | 1000 | | | 1000 |
| Profondeur (mm) | 5-14-25-50-100-200-350 + 20,100,200 (8 MV) ; 5-14-25-50-100-200-350 + 33, 100, 200 (25 MV) | 16-50-100-200 | | |
| Détecteurs | Diode PTW 60008 + PTW Pinpoint TM31006; (8 MV) ; Diode PTW 60008 + Diode PTW 60008 (25 MV) | Diode SFD | | Pin Point PTW TM31006 + film argentique |

| Tableau 3 | | Centre 1 | Centre 2 | Centre 3 | Centre 4 | Centre 5 | Centre 6 |
|--|---|---------------------------------------|---------------------------------------|------------------------------|---------------------------------|---------------------------|----------|
| Mesures réalisées pour les localisateurs circulaires (Accélérateurs conventionnels et CyberKnife) | | | | | | | |
| Débit de référence | | | | | | | |
| Taille des champs (mm) | 100x100 mm ² | 60 | 60 | 100x100 mm ² | 60 | 60 | |
| DSP (mm) | 1000 | 785 | 785 | 950 | 785 | 785 | |
| DSD (mm) | 1014 | 800 | 800 | 50 | 800 | 800 | |
| Profondeur (mm) | 14 | 15 | 15 | 15 | 15 | 15 | |
| Détecteurs | NE2581 | Chambre Semiflex PTW 31010 | | | Chambre 0,6 cc | Chambre PTW T31010 | |
| FOC | | | | | | | |
| Taille des champs (mm) | 4-6-7,5-10-12,5-15 | 5-7,5-10-12,5-15-20-25-30-35-40-50-60 | 5-7,5-10-12,5-15-20-25-30-35-40-50-60 | 7,5-10-12,5-15-17,5-20-25-30 | 5-7,5-10-12,5-15-20-25-30-35-40 | 5-7,5-10-12,5-15-20-25-30 | |
| DSP (mm) | 986 | 635 ; 785 ; 985 | 635 ; 785 ; 985 | 984 | 635 ; 785 ; 985 | 635 ; 785 ; 985 | |
| DSD (mm) | 1000 | 650 ; 800 ; 1000 | 650 ; 800 ; 1000 | 1000 | 650 ; 800 ; 1000 | 650 ; 800 ; 1000 | |
| Profondeur (mm) | 14 | 15 ; 15 ; 15 | 15 ; 15 ; 15 | 16 | 15 ; 15 ; 15 | 15 ; 15 ; 15 | |
| Détecteurs | Pin Point PTW TW31006 - Diamant PTW 60003 - Diode Scandi-Wellhöb SFD Stereotactic - Film Kodak | Diode Type p PTW 60008 | Diode Type p PTW 60008 | Pin Point PTW 31006 | Diode | Diode PTW T60008 | |
| PDD | | | | | | | |
| Taille des champs (mm) | 4-6-7,5-10-12,5-15 | | | | | | |
| DSP (mm) | 986 | | | 984 | | | |
| DSD (mm) | | | | | | | |
| Profondeur (mm) | | | | | | | |
| Détecteurs | Pin Point PTW TW31006 | | | Pin Point PTW 31006 | | | |
| RTM | | | | | | | |
| Taille des champs (mm) | | | | | | | |
| DSP (mm) | | | | | | | |
| DSD (mm) | | | | | | | |
| Profondeur (mm) | | | | | | | |
| Détecteurs | | | | | | | |
| OAR | | | | | | | |
| Taille des champs (mm) | 4-6-7,5-10-12,5-15 | 5-7,5-10-12,5-15-20-25-30-35-40-50-60 | 5-7,5-10-12,5-15-20-25-30-35-40-50-60 | 7,5-10-12,5-15-17,5-20-25-30 | 5-7,5-10-12,5-15-20-25-30-35-40 | 5-7,5-10-12,5-15-20-25-30 | |
| DSP (mm) | 925 | 800 | 800 | 925 | 800 | 800 | |
| DSD (mm) | 1000 | 15,50,100,200,300 | 15,50,100,200,300 | 1000 | 15,50,100,200,300 | 15,50,100,200,300 | |
| Profondeur (mm) | 75 | Diode Type p PTW 60008 | Diode Type p PTW 60008 | 75 | Diode | Diode | |
| Détecteurs | Pin Point PTW TW31006 | | | Pin Point PTW 31006 | | Chambre Wellhöfer CC01 | |

| Tableau 4 | Centre 1 | Centre 2 | Centre 3 | Centre 4 | Centre 5 | Centre 6 |
|---|----------|----------|----------|---|----------|---|
| Mesures réalisées pour les Gamma Knife Débit de référence Taille des champs (mm) DSP (mm) DSD (mm) Profondeur (mm) Détecteurs | | | | dans fantôme sphérique 18 400 80 Chambre 0,125 cc | | dans fantôme sphérique 18 400 80 Chambre 0,125 cc |
| OAR Taille des champs (mm) DSP (mm) DSD (mm) Profondeur (mm) Détecteurs | | | | 4,8,14,18 Film gafchromic | | 4,8,14,18 Film gafchromic |

ANNEXE 4

DETECTEURS UTILISES EN RADIOTHERAPIE STEREOTAXIQUE : DOCUMENTATION TECHNIQUE



Radiation Therapy : **Waterproof PTW PinPoint® Chamber**



0.015 cm³ Type 31006

The waterproof 0.015 cm³ PinPoint ionization chamber has been specially designed for stereotactic field measurements in radiation therapy. With its inner diameter of only 2 mm, the PinPoint chamber is ideally suited for relative beam profile measurements in a motorized water phantom where superior spatial resolution is desired.

After calibration by the user in comparison with a calibrated therapy chamber, the PinPoint chamber can be used for depth dose and absolute dose measurements. The sensitive volume is vented. The wall material is graphite with a protective acrylic cover. The guard ring borders the measuring volume. The nominal useful energy range is Co-60 up to 50 MV photons. The chamber has a short stem for mounting and a flexible connection cable. It can be supplied with different connector types.

Features:

- Waterproof chamber with superior spatial resolution for dose measurements in stereotactic high-energy beams
- Vented sensitive volume of 0.015 cm³
- Suitable for use in water

Site created & maintained by
[Tux Studios.Com](http://TuxStudios.Com)

© Owens Scientific, Inc., Houston, Texas



PinPoint Chambers

Type 31014, 31015

Ultra small-sized therapy chambers for dosimetry in high-energy photon beams

Features

- ▶ Small-sized sensitive volumes of only 0.015 cm³ and 0.03 cm³, 2 mm and 2.9 mm in diameter, vented to air
- ▶ Very high spatial resolution when used for scans perpendicular to the chamber axis
- ▶ Aluminum central electrode
- ▶ Radioactive check device (option)

The PinPoint chambers are ideal for dose measurements in small fields as encountered e.g. in IORT, IMRT and stereotactic beams. Relative dose distributions can be measured with very high spatial resolution when the chambers are moved perpendicular to the chamber axis. The waterproof, fully guarded chambers can be used in air, solid state phantoms and in water.

Specification

| | |
|-------------------------------|---|
| Type of products | vented cylindrical ionization chambers |
| Application | dosimetry in high-energy photon beams with high spatial resolution |
| Measuring quantities | absorbed dose to water, air kerma, exposure |
| Reference radiation quality | ⁶⁰ Co |
| Nominal sensitive volume | 0.015 cm ³ , 0.03 cm ³ |
| Design | waterproof, vented, fully guarded |
| Reference point | on chamber axis, 3.4 mm from chamber tip |
| Direction of incidence | radial, axial (31014) |
| Pre-irradiation dose | 2 Gy |
| Nominal response | 400 pC/Gy, 800 pC/Gy |
| Long-term stability | ≤ 1 % per year |
| Chamber voltage | 400 V nominal ± 500 V maximal |
| Polarity effect | ≤ 1 % |
| Directional response in water | ≤ ± 0.5 % for rotation around the chamber axis, ≤ ± 1 % for tilting of the axis up to ± 20° (radial incidence) ± 15° (axial incidence) |
| Leakage current | ≤ ± 4 fA |
| Cable leakage | ≤ 1 pC/(Gy·cm) |

Materials and measures:

| | |
|--------------------------------|--|
| Wall of sensitive volume | 0.57 mm PMMA, 1.19 g/cm ³ 0.09 mm graphite, 1.85 g/cm ³ |
| Total wall area density | 85 mg/cm ² |
| Dimensions of sensitive volume | radius 1 mm, 1.45 mm length 5 mm |
| Central electrode | Al 99.98, diameter 0.3 mm |
| Build-up cap | PMMA, thickness 3 mm |

Ion collection efficiency at nominal voltage:

| | |
|--|-------------------|
| Ion collection time | 20 μs, 50 μs |
| Max. dose rate for ≥ 99.5 % saturation | 265 Gy/s, 29 Gy/s |
| ≥ 99.0 % saturation | 580 Gy/s, 55 Gy/s |
| Max. dose per pulse for ≥ 99.5 % saturation | 3.5 mGy, 1.2 mGy |
| ≥ 99.0 % saturation | 7 mGy, 2.3 mGy |

Useful ranges:

| | |
|-------------------|---|
| Chamber voltage | ± (100 ... 400) V |
| Radiation quality | ⁶⁰ Co ... 50 MeV photons |
| Field size | (2 x 2) cm ² ... (30 x 30) cm ² |
| Temperature | (10 ... 40) °C (50 ... 104) °F |
| Humidity | (10 ... 80) %, max 20 g/m ³ |
| Air pressure | (700 ... 1060) hPa |

Ordering Information

TN31014 PinPoint chamber 0.015 cm³,
connecting system BNT
TW31014 PinPoint chamber 0.015 cm³,
connecting system TNC
TM31014 PinPoint chamber 0.015 cm³,
connecting system M
TN31015 PinPoint chamber 0.03 cm³,
connecting system BNT
TW31015 PinPoint chamber 0.03 cm³,
connecting system TNC
TM31015 PinPoint chamber 0.03 cm³,
connecting system M

Options

T48012 Radioactive check device ⁹⁰Sr
T48002.1.007 Chamber holding device for check device



0.125 cm³ Semiflex Chamber

Type 31010

Standard therapy chamber for scanning systems and for absolute dosimetry

Features

- ▶ Waterproof, semiflexible design for easy mounting in scanning water phantoms
- ▶ Minimized directional response
- ▶ Sensitive volume 0.125 cm³, vented to air
- ▶ Radioactive check device (option)

The 31010 semiflexible chamber is the ideal compromise between small size for reasonable spatial resolution and large sensitive volume for precise dose measurements. This makes the 31010 chamber to one of the most commonly used chambers in scanning water phantom systems. The chamber volume of 0.125 cm³ gives enough signal to use the chamber also for high precision absolute dose measurements. The sensitive volume is approximately spherical resulting in a flat angular response and a uniform spatial resolution along all three axes of a water phantom.

Specification

| | |
|-------------------------------------|--|
| Type of product | vented cylindrical ionization chamber |
| Application | absolute dosimetry in radiotherapy beams |
| Measuring quantities | absorbed dose to water, air kerma, exposure |
| Reference radiation quality | ⁶⁰ Co |
| Nominal sensitive volume | 0.125 cm ³ |
| Design | waterproof, vented, fully guarded |
| Reference point | on chamber axis, 4.5 mm from chamber tip |
| Direction of incidence | radial |
| Nominal response | 3.3 nC/Gy |
| Long-term stability | ≤ 1 % per year |
| Chamber voltage | 400 V nominal ± 500 V maximal |
| Polarity effect at ⁶⁰ Co | < 1 % |
| Photon energy response | ≤ ± 2 % (140 kV ... 280 kV) ≤ ± 4 % (140 kV ... ⁶⁰ Co) |
| Directional response in water | ≤ ± 0.5 % for rotation around the chamber axis and for tilting of the axis up to ± 10° |
| Leakage current | ≤ ± 4 fA |
| Cable leakage | ≤ 1 pC/(Gy·cm) |

Materials and measures:

| | |
|-------------------------------|--|
| Wall of sensitive volume | 0.55 mm PMMA, 1.19 g/cm ³ 0.15 mm graphite, 0.82 g/cm ³ |
| Total wall area density | 78 mg/cm ² |
| Dimension of sensitive volume | radius 2.75 mm length 6.5 mm |
| Central electrode | Al 99.98, diameter 1.1 mm |
| Build-up cap | PMMA, thickness 3 mm |

Ion collection efficiency at nominal voltage:

| | |
|--|---------|
| Ion collection time | 100 μs |
| Max. dose rate for ≥ 99.5 % saturation | 6 Gy/s |
| ≥ 99.0 % saturation | 12 Gy/s |
| Max. dose per pulse for ≥ 99.5 % saturation | 0.5 mGy |
| ≥ 99.0 % saturation | 1.0 mGy |

Useful ranges:

| | |
|-------------------|---|
| Chamber voltage | ± (100 ... 400) V |
| Radiation quality | 66 keV ... 50 MV photons (10 ... 45) MeV electrons (50 ... 270) MeV protons |
| Field size | (2 x 2) cm ² ... (40 x 40) cm ² |
| Temperature | (10 ... 40) °C (50 ... 104) °F |
| Humidity | (10 ... 80) %, max 20 g/m ³ |
| Air pressure | (700 - 1060) hPa |

Ordering Information

- TN31010 Semiflex chamber 0.125 cm³, connecting system BNT
- TW31010 Semiflex chamber 0.125 cm³, connecting system TNC
- TM31010 Semiflex chamber 0.125 cm³, connecting system M

Options

- T48012 Radioactive check device ⁹⁰Sr
- T48002.1.004 Chamber holding device for check device



Diamond Detector Type 60003

Waterproof diamond detector for dose measurements in high-energy photon and electron beams

Features

- ▶ Very small sensitive volume of 1 to 6 mm³ and typically 0.3 mm thickness
- ▶ Good tissue-equivalence
- ▶ Suitable for dose scanning in IMRT and stereotactic fields because of its excellent spatial resolution

The Diamond Detector, based on a naturally grown diamond, is a nearly tissue-equivalent radiation detector. It is designed for dose distribution measurements in high-energy photon and electron beams, featuring a favorable signal-to-noise ratio. Because of its small sensitive volume, the detector is applied for IMRT, stereotactic beams, brachytherapy and water phantom scanning, and is especially well suited for beams with very small field sizes or steep fluence gradients. The Diamond Detector responds with an excellent spatial resolution, low energy and temperature dependence, high sensitivity, nearly no directional dependence and high resistance to radiation damage. The cable length is 1.5 m.

Specification

| | |
|-----------------------------|--|
| Type of product | diamond detector |
| Application | dosimetry in radiotherapy beams |
| Measuring quantity | absorbed dose to water |
| Reference radiation quality | ⁶⁰ Co |
| Nominal sensitive volume | (1 ... 6) mm ³ |
| Design | waterproof, disk-shaped sensitive volume perpendicular to detector axis |
| Reference point | on detector axis, 1 mm from detector tip |
| Direction of incidence | radial |
| Pre-irradiation dose | (5 ... 15) Gy |
| Nominal response | (50 ... 500) nC/Gy |
| Energy response | at higher depths than d_{max} , the percentage depth dose curves match curves measured with ionization chambers within ± 0.5 % |
| Detector bias voltage | + 100 V (± 1 %) |
| Directional response | $\leq \pm 2$ % for tilting $\leq \pm 170^\circ$ |

| | |
|-----------------------------------|--|
| Leakage current | ≤ 5 pA |
| Cable leakage | ≤ 1 pC/(Gy·cm) |
| Charge collection time | ≤ 10 ns |
| Measures: | |
| Sensitive area | (3 ... 15) mm ² |
| Thickness of sensitive area | (0.1 ... 0.4) mm |
| Water-equivalent window thickness | 1.15 mm |
| Outer dimensions | diameter 7.3 mm |
| Useful ranges: | |
| Dose rate | (0.05 ... 30) Gy/min |
| Radiation quality | 80 keV ... 20 MV photons (4 ... 20) MeV electrons |
| Temperature | (10 ... 40) °C (50 ... 104) °F |
| Humidity | (10 ... 80) %, max 20 g/m ³ |
| Air pressure | (700 ... 1060) hPa |

Ordering Information

TM60003 Diamond Detector, connecting system M, cable length 1.5 m



Dosimetry Diode P Type 60008

Waterproof silicon detector for dosimetry in high-energy photon beams up to field size 40 cm x 40 cm

Features

- ▶ Useful for measurements in small and large photon fields
- ▶ Excellent spatial resolution
- ▶ Minimized energy response for field size independent measurements up to 40 cm x 40 cm

The 60008 Dosimetry Diode P is ideal for dose measurements in small photon fields as encountered in IORT, IMRT and stereotactic beams. The excellent spatial resolution makes it possible to measure very precisely beam profiles even in the penumbra region of small fields. The superior energy response enables the user to perform accurate percentage depth dose measurements which are field size independent up to field sizes of (40 x 40) cm². The waterproof detector can be used in air, solid state phantoms and in water.

Specification

| | |
|-------------------------------|---|
| Type of product | p-type silicon diode |
| Application | dosimetry in radiotherapy beams |
| Measuring quantity | absorbed dose to water |
| Reference radiation quality | ⁶⁰ Co |
| Nominal sensitive volume | 0.0025 mm ³ |
| Design | waterproof, disk-shaped sensitive volume perpendicular to detector axis |
| Reference point | on detector axis, 2 mm from detector tip |
| Direction of incidence | axial |
| Nominal response | 175 nC/Gy |
| Dose stability | ≤ 10 %/1kGy at 23MV ≤ 1 %/10 kGy at ⁶⁰ Co |
| Temperature response | ≤ 0.15 %/K |
| Energy response | at higher depths than d _{max} the percentage depth dose curves match curves measured with ionization chambers within ± 0.5 % |
| Detector bias voltage | 0 V |
| Signal polarity | negative |
| Directional response in water | ≤ ± 0.5 % for rotation around the chamber axis, ≤ ± 1 % for tilting ≤ ± 20° |

| | |
|-----------------------------------|---|
| Leakage current | ≤ 100 fA |
| Cable leakage | ≤ 1 pC/(Gy·cm) |
| Materials and measures: | |
| Entrance window | 1 mm RW3, 1.045 g/cm ³ 1 mm epoxy |
| Total window area density | 221 mg/cm ² |
| Water-equivalent window thickness | 2.2 mm |
| Sensitive volume | radius 0.56 mm depth 2.5 μm |
| Outer dimensions | diameter 7 mm, length 47 mm |
| Useful ranges: | |
| Radiation quality | ⁶⁰ Co ... 25 MV photons |
| Field size | (1 x 1) cm ² ... (40 x 40) cm ² |
| Temperature | (10 ... 40) °C (50 ... 104) °F |
| Humidity | (10 ... 80) %, max 20 g/m ³ |

Ordering Information

TN60008 Dosimetry Diode P, connecting system BNT
TW60008 Dosimetry Diode P, connecting system TNC
TM60008 Dosimetry Diode P, connecting system M



Dosimetry Diode E Type 60012

Waterproof silicon detector for dosimetry in high-energy electron and photon beams

Features

- ▶ Useful for measurements in all electron fields and for small photon fields
- ▶ Excellent spatial resolution
- ▶ Minimized energy response
- ▶ Thin entrance window for measurements in the vicinity of surfaces and interfaces

The 60012 Dosimetry Diode E is ideal for dose measurements in small electron and photon fields as encountered in IORT, IMRT and stereotactic beams. The excellent spatial resolution makes it possible to measure very precisely beam profiles even in the penumbra region of small fields. The superior energy response enables the user to perform accurate percentage depth dose measurements which are field size independent up to field sizes of (40 x 40) cm². The waterproof detector can be used in air, solid state phantoms and in water.

Specification

| | |
|-------------------------------|---|
| Type of product | p-type silicon diode |
| Application | dosimetry in radiotherapy beams |
| Measuring quantity | absorbed dose to water |
| Reference radiation quality | ⁶⁰ Co |
| Nominal sensitive volume | 0.0025 mm ³ |
| Design | waterproof, disk-shaped sensitive volume perpendicular to detector axis |
| Reference point | on detector axis, 0.6 mm from detector tip |
| Direction of incidence | axial |
| Nominal response | 175 nC/Gy |
| Dose stability | ≤ 10 %/1kGy at 23MV ≤ 1 %/10 kGy at ⁶⁰ Co |
| Temperature response | 0.15 %/K |
| Energy response | at higher depths than d _{max} , the percentage depth dose curves match curves measured with ionization chambers within ± 0.5 % |
| Detector bias voltage | 0 V |
| Signal polarity | negative |
| Directional response in water | ≤ ± 0.5 % for rotation around the chamber axis, ≤ ± 1 % for tilting ≤ ± 20° |

| | |
|-----------------|----------------|
| Leakage current | ≤ 100 fA |
| Cable leakage | ≤ 1 pC/(Gy·cm) |

Materials and measures:

| | |
|-----------------------------------|--|
| Entrance window | 0.3 mm RW3, 1.045 g/cm ³ 0.3 mm epoxy |
| Total window area density | 68 mg/cm ² |
| Water-equivalent window thickness | 0.7 mm |
| Sensitive volume | radius 0.56 mm depth 2.5 μm |
| Outer dimensions | diameter 7 mm, length 45.5 mm |

Useful ranges:

| | |
|-------------------|--|
| Radiation quality | (6 ... 25) MeV electrons ⁶⁰ Co ... 25 MV photons |
| Field size | (1 x 1) cm ² ... (40 x 40) cm ² for electrons (1 x 1) cm ² ... (10 x 10) cm ² for photons |
| Temperature | (10 ... 40) °C (50 ... 104) °F |
| Humidity | (10 ... 80) %, max 20 g/m ³ |

Ordering Information

TN60012 Dosimetry Diode E, connecting system BNT
TW60012 Dosimetry Diode E, connecting system TNC
TM60012 Dosimetry Diode E, connecting system M

Ionization Chambers and
Diode Detectors
**Detectors for Relative and
Absolute Dosimetry** |

Technical specifications |

Compact Chambers

| | Cavity volume (cm ³) | Cavity length (mm) | Cavity radius (mm) | Wall material | Wall thickness (g/cm ³) | Central electrode material | Water- proof |
|-------------|-------------------------------------|-----------------------|-----------------------|---------------|---|----------------------------------|-----------------|
| CC01 | 0.01 | 3.6 | 1.0 | C552 | 0.088 | Steel | Y |
| CC04 | 0.04 | 3.6 | 2.0 | C552 | 0.070 | C552 | Y |



CC01



CC04

CC01 and CC04

CC01 and CC04 are the conventional ionization chambers for measurements of small fields and of ranges with high dose gradients, e.g. stereotactic fields.

Ionization Chambers and Diode Detectors

Detectors for Relative and Absolute Dosimetry |

| Diode Detectors | Effective measurement point | Chip size (side/thickness) | Geometric form of active area | Diameter of active area | Thickness of active volume |
|-----------------------------|-----------------------------|----------------------------|-------------------------------|-------------------------|----------------------------|
| PFD ^{3G} Photon | 0.5 ± 0.15 | 2.5 / 0.5 mm | circled | 2 mm | 0.06 mm |
| EFD ^{3G} Electron | 0.45 ± 0.1 | 2.5 / 0.5 mm | circled | 2 mm | 0.06 mm |
| RFD ^{3G} Reference | n. a. | 2.5 / 0.5 mm | circled | 2 mm | 0.06 mm |
| SFD Stereotactic | 0.5 ± 0.15 | 0.95 / 0.5 mm | circled | 0.6 mm | 0.06 mm |

Diode Detectors |

The diode detectors from IBA Dosimetry are an excellent choice in relative field analysis as well as output factor measurements. They are based on the 3rd generation of *p*-Si semiconductors. The high doped *p*-type silicon detector chips, specifically designed for radiation therapy applications, have since their introduction in 1992 been the natural choice for measurements where high spatial resolution is required. The accuracy and lifetime of the diode detectors is unsurpassed in the field of radiation therapy today.



Applications

The IBA Dosimetry diode detectors are designed for depth dose and profile measurements in water and in air and for output factor measurements in small photon beams.

| Model 14, Model 14P, Model A14SL and Model A16 | |
|--|--|
| Item # | Description |
| 300-250-A14 | Exradin A14 Microchamber, 0.009 cc |
| 300-250-T14 | Exradin T14 Microchamber, 0.009 cc |
| 300-250-A14SL | Exradin A14ASL Microchamber, 0.009 cc |
| Specification Sheet for Exradin 0.009 Micro Chambers | |
| 300-252-A14P | Exradin A14P Planar Microchamber, 0.002 cc |
| 300-252-T14P | Exradin T14P Planar Microchamber, 0.002 cc |
| Specification Sheet for Exradin 2.3 Planar Micro Chambers | |
| 300-253-A16 | Exradin A16 Micropoint, 0.007 cc |
| Specification Sheet for Exradin Slim-Line Microchamber 0.009cc | |
| For assessing pinpoint radiation fields for orthovoltage, x-rays and stereotactic, and superficial skin therapy. | |

Model 14

Model A14SL

Model 14P

Model A16 Micropoint

CE

- Axially symmetric design, homogenous construction, and complete guarding for uniform field lines.
- Extremely small volumes allow for exceptional spatial resolution and exact pinpoint characterization of a small area of the beam and beam profile measurements in a water phantom or water equivalent material.
- Inherently waterproof construction.
- Uniform isotropic response on cylindrical axis measuring volume.
- Two separate stem pieces of 10.1 cm and 12.7 cm can be coupled together for easy mounting.
- The Model A14SL stem keeps the entire chamber with stem only 0.64 cm in diameter.
- The chamber vents through a flexible tube that surrounds the triaxial cable. This vent tube is sealed to the chamber body and open near the connector.
- Extremely small field sizes of 4 x 6 mm for Model 14 and A14SL and 4 x 4 mm for Model A16 allow for accurate measurements without partial volume effects.

A16 Micropoint chamber is designed primarily for applications like IMRT and stereotactic surgery, which use Cobalt and higher energy beams. A typical calibration factor for air kerma in a cobalt beam is 3.5×10^9 Gy/C.

EXRADIN IONIZATION CHAMBERS MATERIAL CODES:

A = C552 Shonka Air Equivalent Plastic
P = D400 Polystyrene Equivalent Plastic

T = A150 Shonka Tissue Equivalent Plastic
M = Magnesium

| Specifications | Item 300-250-A14, T14 | Item 300-250-A14SL | Item 300-252-A14P, T14P | Item 300-256-A16 |
|-------------------------------------|----------------------------|----------------------------------|--------------------------|------------------------------------|
| Exradin | Model 14 | Model 14SL | Model 14P | Model 16 |
| Collecting Volume: | 0.009 cm ³ | 0.009 cm ³ | 0.002 cm ³ | 0.007 cm ³ |
| Nominal Calibration Factor: | 365 R/hC (TG-21) | 365 R/hC(TG-21) | 1430 R/hC(TG-21) | 400 R/hC, 3.5 Gy/hC (Air Kerma) |
| Centroid of Collecting Volume: | 2.0 mm from Tip of Chamber | 2 mm from Outside Tip of Chamber | 1.5 mm from Tip of Shell | 1.7 mm from Outside Tip of Chamber |
| Collector Diameter / Length: | 1.5 mm x 0 Length | 1.5 mm x 0 Length | 1.5 mm x 0 Length | 0.3 mm x 1.3 mm Long |
| Outside Diameter Sensitive Region: | 6.0 mm | 6.25 mm | 6.0 mm | 3.4 mm |
| Wall Thickness: | 1.0 mm | 1.1 mm | 1.0 mm | 0.5 mm |
| Wall, Collector and Guard Material: | A or T | A | A or T | A |
| Maximum Polarizing Potential: | < 1000 volts | < 1000 volts | < 1000 volts | < 1000 volts |
| Inherent Leakage Currents: | -10 ⁻¹⁵ Amps | -10 ⁻¹⁵ Amps | -10 ⁻¹⁵ Amps | -10 ⁻¹⁵ Amps |
| Cable: | 50 Ohms, 29 pF/f, 1.5 m | 50 Ohms, 29 pF/f, 1.5 m | 50 Ohms, 29 pF/f, 1.5 m | 50 Ohms, 29 pF/f, 1.5 m |

Dosimetry with GAFCHROMIC[®] EBT Films

1 General

GAFCHROMIC[®] EBT is a self developing film produced by ISP (International Specialty Products) for dosimetry in radiotherapy.

Features of EBT films:

- Dose range for EBT type is 1 cGy - 800 cGy (HS type is ten times less sensitive)
- Maximum sensitivity at 636 nm

2 Film Dosimetry with GAFCHROMIC[®]

Following PTW software packages support film dosimetry with GAFCHROMIC[®] EBT films

- VeriSoft
- FilmSoft
- MEPHYSTO mc² option FilmAnalysis

Following scanners have been tested by PTW with GAFCHROMIC[®] EBT films:

- VIDAR DosimetryPRO Advantage
- Microtek 1000 XL
- Epson 10000 XL

All of them can be used with EBT films. PTW did not verify the manufacturer's specifications.

Scanner types with different light sources:

a) Laser scanner:

HeNe laser scanners (like Kodak Lumisys,) provide the highest response with EBT film because the laser has a wavelength of about 633 nm, very close to peak absorbance. However, the coherent light of the laser scanners can produce artifacts caused by the interaction of polarized light with the film. Where the wavelength is not close to peak absorbance (like Radlink LaserPro 16) the contrast is not sufficient for dosimetry.

b) Flatbed scanner:

For flatbed scanners like Microtek 1000XL or Epson 10000XL with white light source, the red channel has to be extracted from the RGB scan to improve the quality, which can be done with the PTW FilmScan software.

c) VIDAR (VIDAR HotLight[™]) scanner:

The output is a grey scale image like on a laser scanner. The current firmware does not allow to extract the red channel. Scans can be done with

PTW FilmScan directly by USB connection or by TWAIN interface.

3 Scanning with FilmScan and TWAIN

The TWAIN driver comes with the scanner

a) Settings in FilmScan

- "GAFCHROMIC optimized" should be set in FilmScan. A gray scale (.tif) file will then be created where the red channel is extracted. FilmScan supports also a customizable color table.

b) Settings in TWAIN (depending on the scanner)

- RGB 48Bit option should be selected
- Select Scan Area
- Keep special parameters like corrections untouched

4 Additional Information

Scanning direction and position:

It is important to use always the same film orientation (landscape or portrait) because of the direction dependent light scattering of the film. The film should always be on the same position in the center of the scan area.

Color and depolarization filters:

The light scattering of the film can be reduced by the use of a color filter on scanners with white light. A depolarization filter can be used on laser scanners which might reduce the artifacts produced by polarized light. PTW does not support any kind of those filters.

More information about EBT films can be found at: <http://www.ispcorp.com>

5 Conclusion

PTW offers a scanning module FilmScan for 'GAFCHROMIC optimized' scans for film scanners with TWAIN interfaces. The Epson flatbed scanner with the white light source has a good cost-performance ratio.

Subject to change D655.200.1/0 2008-07-04/Sg

PTW-FREIBURG • Lörracher Str. 7 • 79115 Freiburg • Germany
Phone : +49 761 490 55-0 • Fax: +49 761 490 55-70 •
info@ptw.de • www.ptw.de

