Annexe C

Vérification de la conformité du système

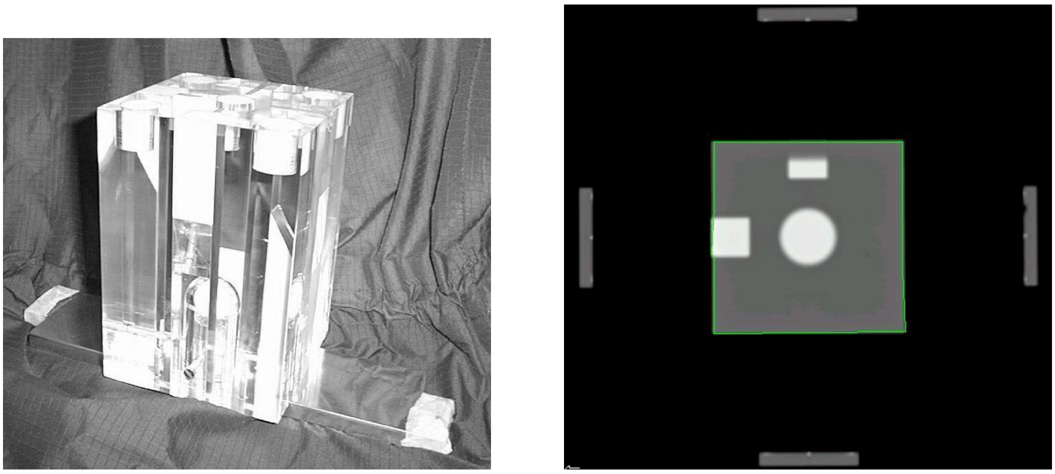
C.1 Fantôme pour l'imagerie

Un fantôme particulier a été développé pour contrôler la précision des modalités d'imagerie. Ce fantôme (voir fig. C.1) est constitué principalement d'une sphère en Téflon (diamètre 31 mm) inséré dans un bloc de plexiglas ($10 \times 10 \times 12$ cm). Le bloc se fixe sur l'anneau de stéréotaxie. Un examen TDM et différentes radiographies (simulant une angiographie) ont été effectuées de la même manière que pour un patient. Ces images, introduites dans le système de calcul, ont permis de tester la précision géométrique du dispositif. En particulier, la sphère de Téflon a dans tous les cas été localisée avec une précision meilleure que 0,6 mm.

C.2 Fantôme de centrage

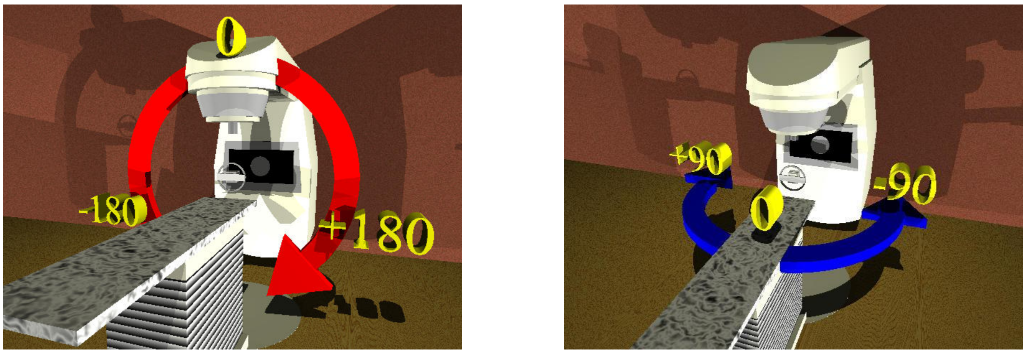
Pour un accélérateur, l'isocentre est défini comme étant le point d'intersection de l'axe (horizontal) de rotation du bras (voir fig. C.2a) et de l'axe du faisceau ; Ces axes doivent en outre être perpendiculaires. Dans la salle de l'accélérateur, cet isocentre est déterminé par le point de croisement des lasers placés latéralement et au plafond. Le repérage de la projection des lasers sur les parois et sur le sol de la salle permet de contrôler leur stabilité et de déceler un éventuel dérèglement. La table de traitement, dite isocentrique, doit avoir un axe de rotation vertical (voir fig.C.2b) passant par l'isocentre que l'on vient de définir.

Pratiquement, l'isocentre est situé dans un petit volume que l'on doit s'efforcer de minimiser par réglage du porte-collimateur et de la fixation de la table.



(a) (b)

FIG. C.1 – Fantôme destiné au contrôle des systèmes d'imagerie. (a) vue réelle, on distingue les objets en Téflon permettant une détection aussi bien en tomodensitométrie qu'en angiographie, (b) coupe TDM dans la partie inférieure du fantôme contenant une sphère.



(a) (b)

FIG. C.2 – Rotations : (a) le bras de l'accélérateur linéaire et (b) la table de traitement.

Finalement, la position du faisceau par rapport aux axes de rotation est le point critique à vérifier. Des mesures par film permettent une bonne approche qualitative du problème. Afin de quantifier les écarts, un fantôme (voir fig. C.3), utilisé avec le dosimètre VICTOREEN 37-520 et une diode de type Nuclear Associated 30-490, a été développé. En mesurant le profil du faisceau (courbe similaire à celle de la figure 2.2, page 15) avec ce détecteur, la pente la plus forte (à 50%) présente une variation de 6,5% par dixième de millimètres. Le fantôme fixé sur l'anneau de stéréotaxie est positionné à l'isocentre à l'aide des lasers de la salle. La diode placée dans le fantôme, dans la zone de pénombre du faisceau, permet de mesurer avec une précision de 0,1 mm la position de l'axe du faisceau, pour les différentes positions du bras et de la table, en effectuant deux mesures à 180 degrés. La différence de dose entre ces deux valeurs permet d'évaluer le décalage en position.

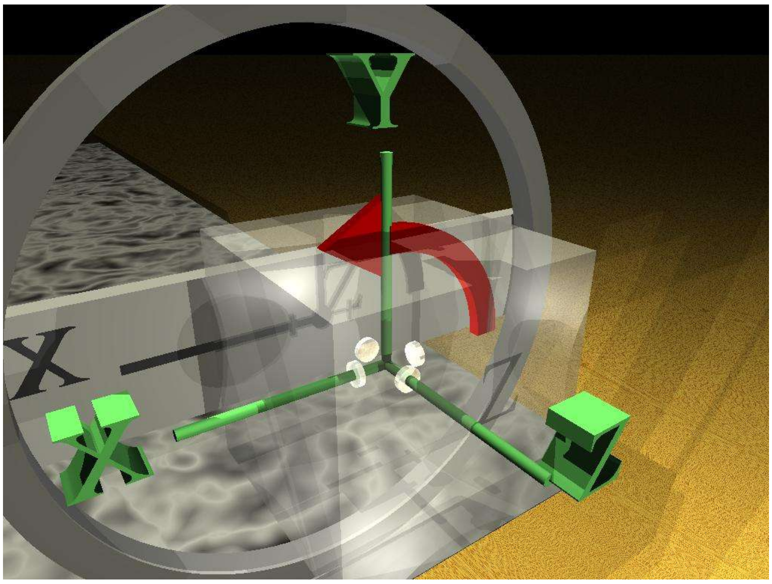


FIG. C.3 – Fantôme destiné à la mesure de la position du faisceau par rapport à l'isocentre. Les petits cylindres blancs correspondent aux positions des détecteurs, le faisceau évalué serait dans ce cas parallèle à l'axe y.

Les résultats sont représentés pour la rotation du bras (voir fig. C.4) et de la table (voir fig. C.5). L'ensemble des incertitudes de positionnement est résumé dans la table C.1. L'imprécision totale du positionnement de 1,3 mm (écart standard) est jugée cliniquement acceptable.

TAB. C.1 – Incertitudes balistiques.

Incertitude du calcul des coordonnées de la cible	±0,6 mm
Incertitude du positionnement du patient	±0,6 mm
Incertitude liée à la précision du bras en mouvement	±1,0 mm
Incertitude totale	**±1,3 mm**

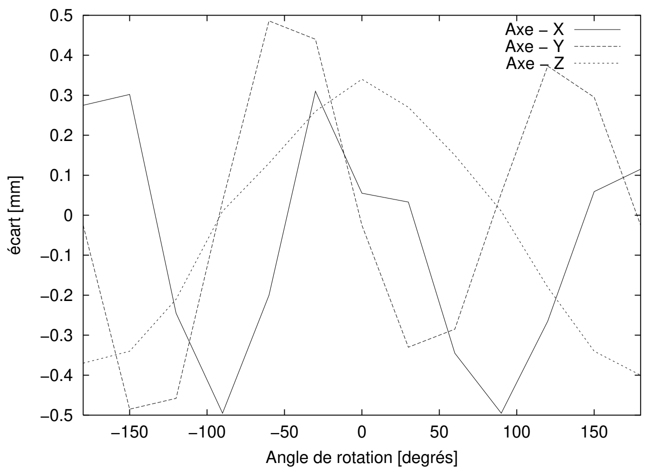


FIG. C.4 – Représentation de l'écart entre l'axe du faisceau et l'isocentre en fonction de la rotation du bras. On remarque la variation de l'écart selon l'axe z caractéristique du fléchissement du bras de l'accélérateur sous son propre poids

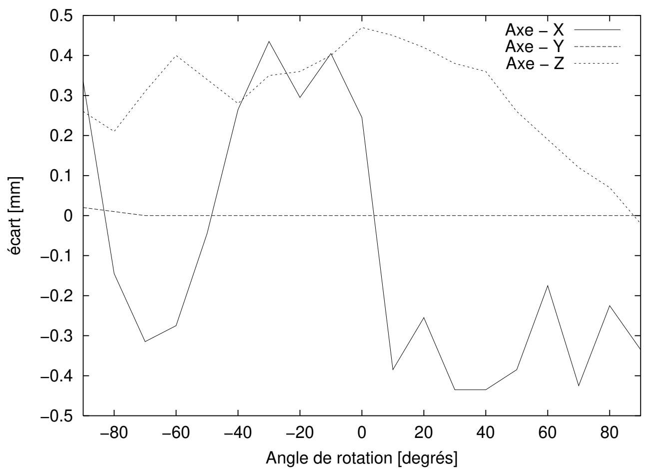


FIG. C.5 – Représentation de l'écart entre l'axe du faisceau et l'isocentre en fonction de la rotation de la table. Puisque l'axe y correspond à l'axe de rotation de la table, il ne peut y avoir d'écart si le sol est bien régulier. D'autre part, la table n'étant jamais en mouvement durant l'irradiation (contrairement au bras pour la thérapie par arcs), il est possible de corriger ces écarts lors du positionnement.

C.3 Fantôme de simulation

Les images TDM d'un fantôme hémisphérique fixé dans le système de repérage stéréotaxique (anneau) sont introduites dans le programme GRATIS. Des dosimètres thermoluminescents disposés au centre mesurent la distribution de dose le long de l'axe de symétrie ainsi que la valeur centrale de la dose (contrôle du FOC). Des films placés dans les plans frontaux et sagittaux ont également permis de vérifier que la répartition de la dose pour différents types d'irradiation correspond bien à la distribution calculée.

Le fantôme hémisphérique a été soumis à toute la procédure en vue d'un traitement stéréotaxique. Il a été irradié selon les paramètres obtenus après calcul par le programme GRATIS. Les résultats (voir table C.2) indiquent que le calcul et la mesure par TLD sont compatibles à ±3% près. Des films ont également été introduits dans le fantôme hémisphérique. Les résultats ont permis une comparaison de la forme des isodoses calculées et mesurées dans les plans sagittaux et frontaux. Aucun écart significatif n'a été observé entre les calculs et les mesures pour les isodoses supérieures à 20%. En dessous de 20%, l'algorithme de calcul qui procède par addition de faisceaux statiques tous les 10 degrés, peut produire des oscillations autour de l'isodose réelle.

TAB. C.2 – Comparaisons de la dose à l'isocentre calculée par GRATIS et mesurée.

Type d'irradiation, collimateur	Unités Moniteur	Dose calculée [Gy]	Dose mesurée [Gy]	Écart [%]
Faisceau fixe, coll. 15 mm	342	2,560	2,500	+2,4
Thérapie par arcs (180°) coll 15 mm	342	2,558	2,517	+1,6
Thérapie par arcs (180°) coll 9 mm	361	2,480	2,459	+0,8
Thérapie par arcs (120°) coll 9 mm	316	2,475	2,495	-0,8
4 diadèmes (120○) coll 9 mm	4 x 82	2,530	2,508	+0,9