



SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE PHYSIQUE MÉDICALE
Association régie par la loi du 1^{er} Juillet 1901

SOCIETE FRANCAISE DE PHYSIQUE MEDICALE

Radiothérapie Guidée par l'Image
Contrôle de qualité des équipements à rayons X

RAPPORT SFPM N° 29

Société Française de Physique Médicale.

Centre Antoine Béchère, 45 rue des Saints Pères, 75270 Paris Cedex 06

<http://www.sfpm.asso.fr/>

AUTEURS DU GROUPE DE TRAVAIL

Grégory Delpon (coordinateur),	Institut de Cancérologie de l'Ouest, Nantes
Léone Aubignac	Hôpital Européen G.Pompidou, Paris
Céline Bramoullé	CHRU, Hôpital Bretonneau, Tours
Christine Boutry	Groupe Oncorad Garonne, Montauban
Lucie Guérin	Centre François Baclesse, Caen
Frédéric Lafay	Centre Léon Bérard, Lyon

Relecteurs

David Benoît	CHRU, Hôpital Bretonneau, Tours
Robin Garcia/ Enric Jaegle	Institut Sainte Catherine, Avignon
Laure Vieilleigne	Institut Claudius Regaud, Toulouse

Table des matières

1	<u>PREAMBULE</u>	8
2	<u>INTRODUCTION</u>	9
3	<u>DESCRIPTION DES SYSTEMES D'IMAGERIE D'AIDE AU POSITIONNEMENT</u>	10
3.1	LES SYSTEMES EMBARQUES	10
3.2	LES SYSTEMES PERIPHERIQUES	10
3.3	LES SYSTÈMES MVCT : TOMOTHERAPY (ACCURAY/TOMOTHERAPY)	11
3.4	LES SYSTEMES MVCBCT : ARTISTE (SIEMENS)	11
4	<u>CONTROLES DE QUALITE</u>	12
4.1	LISTE DES CONTROLES	12
4.2	PERIODICITE DES CONTROLES	12
4.3	TOLERANCE DES TESTS	12
4.4	OBJETS TESTS	12
5	<u>LES SYSTEMES EMBARQUES</u>	13
5.1	X-RAY VOLUME IMAGING (ELEKTA)	13
5.1.1	GENERATEUR	13
5.1.1.1	Exactitude de la tension appliquée au tube à rayons X	13
5.1.1.2	Répétabilité de la tension appliquée au tube à rayons X	13
5.1.1.3	Couche de demi-atténuation	14
5.1.1.4	Reproductibilité, répétabilité du rayonnement de sortie	14
5.1.1.5	Linéarité du rayonnement de sortie	15
5.1.2	GEOMETRIE	16
5.1.2.1	Concordance de l'isocentre de traitement avec l'isocentre de l'imagerie embarquée	16
5.1.2.2	Capacité du système à calculer et à appliquer des décalages	16
5.1.2.3	Correspondance entre le pixel central du détecteur et l'isocentre de traitement	17
5.1.3	QUALITE IMAGE (MODE 2D)	18
5.1.3.1	Homogénéité, rapport signal sur bruit	18
5.1.3.2	Résolution à bas contraste	18
5.1.3.3	Résolution à haut contraste	18
5.1.4	QUALITE IMAGE (MODE 3D)	19
5.1.4.1	Uniformité de l'image	19
5.1.4.2	Bruit dans l'image	20
5.1.4.3	Résolution à bas contraste	20
5.1.4.4	Résolution à haut contraste	21
5.1.4.5	Déformation et linéarité de l'image	21
5.1.4.6	Géométrie sagittale	21
5.1.4.7	Nombre CT moyen de l'eau	22
5.1.4.8	Reproductibilité des nombres UH	22
5.1.4.9	Épaisseur de coupe reconstruite	22

5.1.4.10	Position du fantôme par rapport à la coupe	23
5.1.5	DOSE.....	23
5.1.5.1	Mode 2D : mesure du kerma dans l'air	23
5.1.5.2	Mode 3D : mesure équivalente au CTDI.....	24
5.1.6	ENVIRONNEMENT ET SECURITE.....	25
5.1.6.1	Portes de la salle de traitement.....	25
5.1.6.2	Indicateurs de présence de faisceau.....	25
5.1.6.3	Dispositifs de commande du XVI.....	25
5.1.6.4	Systèmes anti-collision.....	25
5.1.6.5	Matériel annexe.....	26
5.1.7	X-RAY VOLUME IMAGING (ELEKTA) : CONTROLES DE QUALITE CLASSES PAR PERIODICITE	27
5.2	ON BOARD IMAGER (VARIAN).....	28
5.2.1	GENERATEUR.....	28
5.2.1.1	Exactitude de la tension appliquée au tube à rayons X.....	28
5.2.1.2	Répétabilité de la tension appliquée au tube à rayons X.....	28
5.2.1.3	Couche de demi-atténuation.....	28
5.2.1.4	Reproductibilité, répétabilité du rayonnement de sortie.....	29
5.2.1.5	Linéarité du rayonnement de sortie.....	30
5.2.2	GEOMETRIE.....	31
5.2.2.1	Concordance de l'isocentre de traitement avec l'isocentre de l'imagerie embarquée (mode 2D et mode 3D).....	31
5.2.2.2	Capacité du système à calculer et à appliquer des décalages.....	32
5.2.2.3	Exactitude du positionnement vertical et longitudinal de la source kV	33
5.2.2.4	Exactitude du positionnement vertical, longitudinal et latéral du détecteur.....	33
5.2.2.5	Correspondance entre le champ programmé et le champ irradié	34
5.2.2.6	Correspondance entre le pixel central du détecteur et l'isocentre de traitement.....	35
5.2.3	QUALITE IMAGE (MODE 2D).....	35
5.2.3.1	Homogénéité, rapport signal sur bruit.....	36
5.2.3.2	Résolution à bas contraste.....	36
5.2.3.3	Résolution à haut contraste.....	36
5.2.4	QUALITE IMAGE (MODE 3D).....	37
5.2.4.1	Uniformité de l'image.....	37
5.2.4.2	Bruit dans l'image.....	38
5.2.4.3	Résolution à bas contraste.....	38
5.2.4.4	Résolution à haut contraste.....	39
5.2.4.5	Déformation et linéarité de l'image	39
5.2.4.6	Géométrie sagittale.....	40
5.2.4.7	Nombre CT moyen de l'eau	40
5.2.4.8	Reproductibilité des nombres UH	40
5.2.4.9	Épaisseur de coupe reconstruite.....	41
5.2.4.10	Position du fantôme par rapport à la coupe	41
5.2.4.11	Outils d'analyse d'image.....	42
5.2.5	DOSE.....	42
5.2.5.1	Mode 2D : mesure du kerma dans l'air	42
5.2.5.2	Mode 3D : mesure équivalente au CTDI.....	43
5.2.6	ENVIRONNEMENT ET SECURITE.....	43

5.2.6.1	Portes de la salle de traitement.....	43
5.2.6.2	Indicateurs de présence de faisceau.....	43
5.2.6.3	Dispositifs de commande de l'OBI.....	44
5.2.6.4	Systèmes anti-collision.....	44
5.2.6.5	Matériel annexe.....	44
5.2.7	ON BOARD IMAGER (VARIAN) : CONTROLES DE QUALITE CLASSES PAR PERIODICITE.....	45

6 LES SYSTEMES PERIPHERIQUES..... 46

6.1 CYBERKNIFE (ACCURAY)..... 46

6.1.1	GENERATEUR.....	46
6.1.1.1	Exactitude de la tension appliquée aux tubes à rayons X.....	46
6.1.1.2	Répétabilité de la tension appliquée aux tubes à rayons X.....	46
6.1.1.3	Couche de demi-atténuation.....	47
6.1.1.4	Reproductibilité, répétabilité du rayonnement de sortie.....	47
6.1.1.5	Linéarité du rayonnement de sortie.....	48
6.1.2	GEOMETRIE.....	48
6.1.2.1	Vérification de l'isocentre d'imagerie.....	48
6.1.3	QUALITE IMAGE.....	49
6.1.3.1	Homogénéité, rapport signal sur bruit.....	49
6.1.3.2	Résolution à haut contraste.....	49
6.1.4	DOSE.....	50
6.1.4.1	Mesure du kerma dans l'air.....	50
6.1.5	ENVIRONNEMENT ET SECURITE.....	50
6.1.5.1	Indicateurs de présence de faisceau.....	50
6.1.5.2	Matériel annexe.....	51
6.1.6	AUTRES CONTROLES SPECIFIQUES AU CYBERKNIFE UTILISANT LES IMAGEURS.....	51
6.1.6.1	Contrôle AQA (Automatic Quality Assurance).....	51
6.1.6.2	Contrôle E2E (End To End).....	51
6.1.7	CYBERKNIFE (ACCURAY) : CONTROLES DE QUALITE CLASSES PAR PERIODICITE.....	52

6.2 EXACTRAC (BRAINLAB)..... 53

6.2.1	GENERATEUR.....	53
6.2.1.1	Exactitude de la tension appliquée aux tubes à rayons X.....	53
6.2.1.2	Répétabilité de la tension appliquée aux tubes à rayons X.....	53
6.2.1.3	Couche de demi-atténuation.....	53
6.2.1.4	Reproductibilité, répétabilité du rayonnement de sortie.....	54
6.2.1.5	Linéarité du rayonnement de sortie.....	55
6.2.2	GEOMETRIE.....	55
6.2.2.1	Isocentre avec le système infrarouge.....	55
6.2.2.2	Isocentre avec le système radiographique.....	56
6.2.2.3	Concordance de l'isocentre de traitement avec l'isocentre d'imagerie.....	57
6.2.2.4	Indications de rotation du système Robotics.....	57
6.2.3	QUALITE IMAGE.....	58
6.2.3.1	Homogénéité, rapport signal sur bruit.....	58
6.2.3.2	Résolution à haut contraste.....	58
6.2.4	DOSE.....	58
6.2.4.1	Mesure du kerma dans l'air.....	58

6.2.5	ENVIRONNEMENT ET SECURITE.....	59
6.2.5.1	Portes de la salle de traitement.....	59
6.2.5.2	Indicateurs de présence de faisceau.....	59
6.2.5.3	Arrêt d'urgence.....	59
6.2.5.4	Matériel annexe.....	60
6.2.6	MODULE GATING.....	60
6.2.6.1	Positionnement en mode Gating.....	60
6.2.7	EXACTRAC (BRAINLAB) : CONTROLES DE QUALITE CLASSES PAR PERIODICITE	61
7	<u>LES SYSTEMES MV.....</u>	62
7.1	SYSTEME MVCT : TOMOTHERAPY (ACCURAY/TOMOTHERAPY).....	62
7.1.1	GENERATEUR.....	62
7.1.2	GEOMETRIE.....	62
7.1.3	QUALITE IMAGE.....	62
7.1.3.1	Bruit	62
7.1.3.2	Homogénéité	62
7.1.3.3	Résolution spatiale à haut contraste	63
7.1.3.4	Contraste.....	63
7.1.3.5	Calibration des nombres CT (si utilisation des images MVCT pour le calcul de dose)....	64
7.1.4	DOSE.....	64
7.1.4.1	Constance de la dose lors d'une acquisition MVCT	64
7.1.5	ENVIRONNEMENT ET SECURITE.....	64
7.1.6	MVCT (TOMOTHERAPY/ACCURAY) : CONTROLES DE QUALITE CLASSES PAR PERIODICITE.....	65
7.2	SYSTEME MVCBCT : SIEMENS MVCBCT.....	66
7.2.1	GENERATEUR.....	66
7.2.2	GEOMETRIE.....	66
7.2.2.1	Concordance de l'isocentre de traitement et de l'isocentre MVCBCT	66
7.2.3	QUALITE IMAGE.....	66
7.2.3.1	Bruit	66
7.2.3.2	Homogénéité	67
7.2.3.3	Résolution spatiale.....	67
7.2.3.4	Déteçtabilité à bas contraste et à haut contraste	67
7.2.3.5	Calibration des nombres CT (si utilisation des images MVCBCT pour le calcul de dose)	68
7.2.4	DOSE.....	68
7.2.4.1	Constance de la dose à faible débit.....	68
7.2.5	ENVIRONNEMENT ET SECURITE.....	69
7.2.6	MVCBCT (SIEMENS) : CONTROLES DE QUALITE CLASSES PAR PERIODICITE	69
	<u>CONCLUSION</u>	70
8	<u>BIBLIOGRAPHIE.....</u>	71

Avant-Propos

Le rapport SFPM N° 29 de la Société Française de Physique Médicale (SFPM) « Radiothérapie guidée par l'image » a pour objectif de préciser les modalités de contrôle de qualité des systèmes d'aide au positionnement de type embarqué ou périphérique.

Ce document synthétique est le 1^{ier} guide édité par la SFPM sur ce sujet. Il décrit pour chaque type de dispositif de repositionnement proposé par les différents constructeurs les contrôles à réaliser en terme de contrôles du générateur, de la qualité image, de la géométrie et de la sécurité. Il permet à chaque utilisateur d'établir, en fonction de son équipement, un programme de contrôle qualité adapté, avec les périodicités recommandées par ce groupe de travail, en fonction du type de contrôle réalisé. Ce guide complet détaille pas à pas, pour chaque système, la méthodologie à mettre pour réaliser ces contrôles qualité.

Les auteurs ont choisi volontairement de ne pas aborder la description des différents algorithmes utilisés pour le recalage des images, ainsi que les doses d'irradiation supplémentaires apportées par cette imagerie RX pour des localisations standards.

Le Conseil Scientifique de la Société Française des Physiciens Médicaux tient à souligner l'importance de la démarche entreprise et la qualité de ce travail. Il tient à remercier tous les intervenants qui ont permis la réalisation de ce document.

Le conseil scientifique de la SFPM.

Véronique Dedieu (coordinatrice),

Céline Bramoullé,

Ludovic Ferrer,

Marie-Thérèse Guillhem,

Brigitte Lacaze,

Jocelyne Mazurier,

Luc Simon.

Préambule

Dans le cadre de ce travail, il a été décidé de limiter le périmètre du rapport au contrôle de qualité des équipements d'aide au repositionnement à rayons X. L'utilisation clinique de ces systèmes nécessite des réflexions sur les stratégies de positionnement, les protocoles d'acquisition et la gestion des doses délivrées au patient lors de ces procédures. Ces réflexions doivent être menées en étroite collaboration avec les radiothérapeutes et les manipulateurs, et ne relèvent pas uniquement de la compétence des médecins.

1 Introduction

Le développement de la radiothérapie guidée par l'image modifie la prise en charge clinique quotidienne des patients traités par radiothérapie externe avec ou sans modulation d'intensité. La facilité technologique permet aujourd'hui de contrôler et éventuellement d'ajuster le positionnement du patient, voire de la tumeur [1-4] à chaque séance en quelques minutes. De nombreux dispositifs d'imagerie ont en effet été développés pour aider le personnel dans cette étape de positionnement [5-6]. Cette nouvelle prise en charge ouvre d'importantes perspectives quant aux traitements de demain. Ces dispositifs d'imagerie doivent permettre d'améliorer la précision du (re)positionnement du patient et donc d'améliorer la qualité du traitement. Ainsi ils peuvent entraîner d'autres changements dans les pratiques tels que la réduction des marges ou l'augmentation de la dose prescrite. De même les possibles acquisitions volumétriques ouvrent la voie à la radiothérapie adaptative [7]. Le rôle prépondérant pris par l'imagerie de contrôle impose la mise en place d'un programme de contrôle qualité exigeant pour le suivi des performances de ces équipements [8]. Ces tests doivent permettre de contrôler les performances en termes de mécanique, de géométrie, de qualité image et de dose. Dans le présent document, seuls les contrôles concernant le dispositif d'imagerie sont évoqués. Les contrôles liés au traitement ne sont pas décrits (énergie, synchronisation, étalonnage,...) mais sont supposés avoir été réalisés et validés.

Dans le cadre de ce groupe de travail, seuls les équipements utilisant des rayonnements ionisants ont été considérés. A ce jour, ces équipements ne sont pas soumis à des contrôles réglementaires. L'objectif de ce document, basé sur les publications et l'expérience d'utilisateurs, est d'aider les professionnels impliqués en radiothérapie externe dans la mise en place d'un programme de contrôle qualité des équipements d'imagerie RX d'aide au repositionnement. Dans un premier temps, les dispositifs les plus répandus en France sont brièvement décrits, en précisant notamment leurs modes de fonctionnement. Dans un deuxième temps, les tests de contrôle qualité sont présentés par équipement, par type de contrôle et par périodicité. La liste des contrôles n'est pas exhaustive mais elle correspond à un consensus du groupe de travail. Cette présentation peut apparaître lourde, mais elle permet au lecteur de retrouver simplement les contrôles à réaliser en fonction des équipements dont il dispose.

2 Description des systèmes d'imagerie d'aide au positionnement

Les systèmes d'imagerie à rayons X d'aide au repositionnement en radiothérapie externe sont installés dans les salles de traitement. Il est possible de distinguer six types d'équipements [1] : les systèmes d'imagerie portale et de tomodensitométrie sur rails qui ne seront pas présentés dans le cadre de ce rapport, les systèmes kV embarqués (X-Ray Volume Imaging, Elekta et On Board Imager, Varian), les systèmes kV périphériques (Accuray et BrainLAB), les systèmes MVCT (Tomotherapy/Accuray) et les systèmes MVCBCT (Siemens). Les équipements sont brièvement décrits dans les paragraphes suivants.

2.1 Les systèmes embarqués

Les systèmes embarqués correspondent aux dispositifs directement montés sur l'appareil de traitement dans l'axe perpendiculaire à l'axe du faisceau de traitement des accélérateurs conventionnels. Ils comportent deux bras robotisés rétractables en opposition (tube à rayons X basse énergie et détecteur plan associé de type silicium amorphe). Ces dispositifs permettent l'acquisition d'images 2D et 3D à visée de repositionnement et de replanification.

Les systèmes X-Ray Volume Imaging (Elekta) et On Board Imaging (Varian) ont été largement décrits dans la littérature [2-4, 9-14].

2.2 Les systèmes périphériques

Les systèmes périphériques correspondent aux dispositifs d'imagerie kV indépendants de la machine, par opposition aux systèmes embarqués. Ils comportent deux couples tube à rayons X/détecteur plan associé, installés au sol et au plafond. Ces dispositifs permettent l'acquisition d'images kV planaires avant la séance pour vérifier le positionnement du patient, mais également en cours de séance pour suivre ce positionnement en cours d'irradiation. Associés à un équipement infrarouge, ces dispositifs peuvent gérer un système d'asservissement respiratoire qui nécessite généralement l'implantation de fiduciaires.

Le Cyberknife (Accuray) a été largement décrit dans la littérature [15-21]. Le seul isocentre fixe pour le système est l'isocentre d'imagerie. Il n'existe pas d'isocentre de traitement comme habituellement rencontré sur un accélérateur linéaire. Les axes de tir du robot sont déterminés par rapport à l'isocentre d'imagerie.

Le système ExacTrac (BrainLAB) a été largement décrit dans la littérature [2, 22-23]. Certes il équipe les accélérateurs Novalis et ses évolutions, mais il peut également être installé en complément avec des accélérateurs conventionnels.

La configuration géométrique des systèmes périphériques permet d'obtenir des images de très grande qualité tout en délivrant une faible dose. De plus ils sont fixes et donc stables mécaniquement. L'immobilité de ces dispositifs peut parfois être bloquante et empêcher l'acquisition d'images lorsque le statif est entre la source et le détecteur. Ces équipements sont très performants, mais ne permettent pas l'acquisition de données volumétriques.

2.3 Les systèmes MVCT : Tomotherapy (Accuray/Tomotherapy)

L'appareil de Tomotherapy a été largement décrit dans la littérature, notamment dans le rapport AAPM TG148 [24-27].

Le système d'imagerie MVCT présente l'avantage d'utiliser la même géométrie que le faisceau de traitement, ce qui assure un alignement identique des faisceaux. Alors que la haute énergie réduit le contraste dans la gamme de densités habituellement rencontrées, elle permet de limiter les artefacts en présence de matériaux à Z élevé tels que les prothèses de hanche. Cependant la qualité d'image reste satisfaisante pour le recalage et le positionnement du patient. L'utilisation des images MVCT permet également une nouvelle planification des traitements.

2.4 Les systèmes MVCBCT : Artiste (Siemens)

Le système d'imagerie Optivue de Siemens, associé à l'accélérateur Artiste, a déjà été décrit dans la littérature, notamment dans le rapport de l'AAPM TG179 [28-30]. Alors que les systèmes embarqués sont installés perpendiculairement à l'axe du faisceau de traitement, cet équipement est installé dans la même direction que l'axe du faisceau de traitement.

Dans des premières versions, le système d'imagerie MVCBCT délivrait une dose relativement importante pour obtenir des images de qualité satisfaisante. Les dernières évolutions ont permis d'atteindre une qualité suffisante en réduisant la dose [28].

3 Contrôles de qualité

3.1 Liste des contrôles

Les contrôles de qualité concernent le générateur, la géométrie, la qualité image, la dose et la sécurité. Pour chaque test, l'objectif, le matériel, la méthode, la tolérance et la périodicité sont précisés.

3.2 Périodicité des contrôles

Les contrôles doivent être réalisés à l'installation, avant la mise en service du dispositif d'imagerie. Ensuite la périodicité des tests dépend de l'élément contrôlé et de l'équipement. Elle peut être quotidienne, hebdomadaire, mensuelle, trimestrielle, semestrielle ou annuelle. Les périodicités sont données à titre indicatif. Selon les utilisations et les performances constatées des équipements, elles pourront être adaptées.

Cependant, une intervention du constructeur peut nécessiter des tests avant la remise en service du dispositif, et ce quelle que soit la date du dernier contrôle. Par exemple, après un changement du tube, les contrôles du générateur doivent être réalisés.

3.3 Tolérance des tests

Les tolérances sont issues des recommandations des constructeurs, des expériences des utilisateurs et des documents déjà existants. Selon les équipements, pour un test donné, les recommandations des constructeurs peuvent aboutir à des tolérances différentes. Les utilisateurs, avec leur expérience, pourront définir des tolérances propres à leur installation.

3.4 Objets tests

Pour réaliser l'ensemble des contrôles qualité, il est nécessaire de disposer de fantômes adaptés, dont certains sont spécifiques à des constructeurs (cube Varian, Cheese Tomotherapy, Emma Siemens, ...) et d'autres peuvent être fournis lors de l'acquisition des dispositifs. Les principaux fantômes non constructeurs utilisés sont :

-le TOR 18FG Leeds : www.leadstestobjects.com ;

-le Catphan Phantom Laboratory : www.phantomlaboratory.com ;

-le Quasar Modus : www.modusmed.com ;

-le CTDI, fabriqué par plusieurs industriels, notamment : www.ptw.de ; www.orion-france.com ; www.meditest.fr ;

4 Les systèmes embarqués

4.1 X-Ray Volume Imaging (Elekta)

4.1.1 Générateur

4.1.1.1 Exactitude de la tension appliquée au tube à rayons X

Objectif	Vérifier l'exactitude de la tension appliquée au tube à rayons X.
Matériel	kVpmètre.
Méthode	Placer le kVpmètre à l'isocentre ; Effectuer 5 expositions successives pour chacune des anatomies pré-programmées sur la console XVI (gamme de tension testée : 70kV à 120kV) ; Relever la tension mesurée pour chacune des expositions.
Tolérance	La valeur mesurée doit correspondre à la valeur affichée à +/- 10%. En cas de dépassement de cette tolérance, une remise en conformité dès que possible est nécessaire.
Périodicité	Installation, puis annuelle.

4.1.1.2 Répétabilité de la tension appliquée au tube à rayons X

Objectif	Vérifier la répétabilité de la tension appliquée au tube à rayons X.
Matériel	kVpmètre.
Méthode	Se placer dans les mêmes conditions que pour le contrôle de l'exactitude de la tension ; Effectuer 5 expositions successives pour les 2 anatomies pré-programmées les plus utilisées (choix de 2 tensions représentatives de l'utilisation de l'installation) ; Relever la tension mesurée pour les 2 anatomies choisies.
Tolérance	Les valeurs extrêmes mesurées lors de la série ne doivent pas différer de plus de 5% de la valeur moyenne. En cas de dépassement de cette tolérance, une remise en conformité dès que possible est nécessaire.
Périodicité	Installation, puis annuelle.

4.1.1.3 Couche de demi-atténuation

Objectif	Vérifier la qualité du rayonnement.
Matériel	<u>Matériel n°1</u> : Dosimètre + Plaques d'aluminium. <u>Matériel n°2</u> : détecteur « multi-usage » permettant d'obtenir simultanément les caractéristiques physiques et dosimétriques du faisceau (kVp, filtration, kerma).
Méthode	<u>Avec matériel n°1</u> : Placer le capteur du dosimètre dans l'air à l'isocentre ; Sélectionner la cassette de collimation la plus adaptée à la taille du dosimètre ; Réaliser 2 expositions sans interposer de plaques d'aluminium à 70kV, mAmax/2 et 100ms ; Relever les kermas mesurés et en déduire le kerma moyen sans filtration ; Recommencer ces mesures en interposant des plaques d'aluminium d'épaisseurs croissantes dans le faisceau ; Déduire la CDA (épaisseur d'aluminium qui atténue de moitié la valeur de kerma mesurée sans filtration) <u>Avec matériel n°2</u> : Placer le détecteur à l'isocentre ; Sélectionner la cassette de collimation la plus adaptée à la taille du dosimètre ; Réaliser 2 expositions à 70kV, mAmax/2 et 100ms ; Relever la CDA mesurée.
Tolérance	A 70kV, la CDA doit être supérieure ou égale à 2,3mm d'aluminium. Une CDA inférieure nécessite une remise en conformité dès que possible.
Périodicité	Installation, puis annuelle.

4.1.1.4 Reproductibilité, répétabilité du rayonnement de sortie

Objectif	Vérifier la reproductibilité et de la répétabilité du rayonnement.
Matériel	Dosimètre.
Méthode	Placer le capteur du dosimètre à l'isocentre ;

	<p>Sélectionner la cassette de collimation définissant un champ 26cm x 26cm ;</p> <p><u>Pour la répétabilité du rayonnement de sortie :</u></p> <p>Réaliser 5 expositions successives à 120kV (ou autre tension plus représentative de l'utilisation de l'installation) et à 40mAs ;</p> <p>Relever les kermas mesurés.</p> <p><u>Pour la reproductibilité du rayonnement de sortie :</u></p> <p>Réaliser 5 expositions successives à 120kV (ou à une tension représentative de l'utilisation de l'installation) en reproduisant une charge de 40mAs fixe selon 3 combinaisons « courant-temps » différentes ; les combinaisons doivent couvrir la totalité de la plage utile des mA en respectant le temps minimum imposé par le dosimètre ;</p> <p>Relever les kermas mesurés et calculer le rapport kerma/mAs pour chacune des expositions.</p>
Tolérance	<p><u>Pour la répétabilité :</u> les valeurs de kerma mesurées ne doivent pas différer de plus de 10% de la valeur moyenne.</p> <p><u>Pour la reproductibilité :</u> les valeurs des rapports kerma/mAs mesurés ne doivent pas différer de plus de 15% de la valeur moyenne.</p> <p>En cas de dépassement de cette tolérance, une remise en conformité dès que possible est nécessaire.</p>
Périodicité	Installation, puis annuelle.

4.1.1.5 Linéarité du rayonnement de sortie

Objectif	Vérifier la linéarité du rayonnement.
Matériel	Dosimètre.
Méthode	<p>Se placer dans les mêmes conditions que pour le contrôle de la répétabilité et reproductibilité du rayonnement de sortie ;</p> <p>Réaliser 5 expositions successives à 120kV (ou à une tension représentative de l'utilisation de l'installation) pour 3 combinaisons « courant-temps » différentes couvrant la totalité de la plage utile des mAs ;</p> <p>Relever les kermas mesurés et calculer le rapport kerma/mAs pour chacune des expositions.</p>
Tolérance	Les valeurs des rapports kerma/mAs déterminées pour chaque combinaison « courant-temps » ne doivent pas différer de plus de 15% de la valeur moyenne

	<p>de l'ensemble des rapports kerma/mAs.</p> <p>La valeur moyenne de l'ensemble des rapports kerma/mAs ne doit pas être inférieure à 65% de la valeur du contrôle initial.</p> <p>En cas de dépassement de cette tolérance, une remise en conformité dès que possible est nécessaire.</p>
Périodicité	Installation, puis annuelle.

4.1.2 Géométrie

4.1.2.1 Concordance de l'isocentre de traitement avec l'isocentre de l'imagerie embarquée

Le test doit être réalisé pour plusieurs protocoles d'acquisition correspondants aux différents FOV utilisés de manière courante en clinique.

Objectif	Vérifier la correspondance de l'isocentre XVI et l'isocentre de traitement.
Matériel	Fantôme Ball Bearing (BB) (Elekta) et/ou fantôme Quasar.
Méthode	<p>Placer le fantôme à l'isocentre ;</p> <p>Réaliser l'acquisition de 8 images MV (collimateur à 0° et 90° et bras à 0°, 90°, 180°, 270°) ;</p> <p>Exporter les images MV vers la station du XVI ;</p> <p>Analyser les images MV ;</p> <p>Réaliser des acquisitions CBCT en sens horaire et anti-horaire avec le protocole CAT-Registration pour les positions de détecteurs S, M et L ;</p> <p>Analyser les images et mesurer l'écart, dans les trois directions, entre le centre de la bille et l'isocentre kV.</p>
Tolérance	<p>La différence entre le centre de la bille et le centre du champ kV doit être inférieure à 0,25mm.</p> <p>En cas de dépassement de cette tolérance, une remise en conformité dès que possible est nécessaire.</p>
Périodicité	<p>Installation puis trimestrielle pour le contrôle du positionnement du BB.</p> <p>Mensuelle avec le fantôme Quasar.</p>

4.1.2.2 Capacité du système à calculer et à appliquer des décalages

Le test doit être réalisé pour différents protocoles d'acquisition utilisés de manière courante en clinique.

Objectif	Vérifier la précision du recalage automatique.
Matériel	Fantôme Quasar.
Méthode	Poser le fantôme sur le plateau de table et l'aligner à l'isocentre ; Relever les positions de table de traitement ; Introduire un décalage volontaire en s'alignant sur les marqueurs décalés ; Relever les nouvelles positions de table de traitement ; Réaliser l'acquisition des images pour les protocoles d'acquisition clinique choisis ; Réaliser le recalage automatique ; Vérifier la qualité du recalage automatique en procédant à l'analyse des images sur la console XVI ; Vérifier les décalages obtenus pour chacune des directions ; Actionner le déplacement automatique de la table ; Relever les nouvelles positions de table.
Tolérance	Après recalage automatique, les décalages doivent être < 1,5mm. En cas de dépassement de cette tolérance, une remise en conformité dès que possible est nécessaire.
Périodicité	Installation, puis mensuelle.

4.1.2.3 Correspondance entre le pixel central du détecteur et l'isocentre de traitement

Objectif	Vérifier la correspondance entre le pixel central et l'isocentre de traitement.
Matériel	Cassette CAL1.
Méthode	Insérer la cassette CAL1 et le filtre M20 ; Positionner le panel XVI en M ; Acquérir une image planeaire ; Analyser l'image, la position du centre de la croix doit être (512,512) en pixels.
Tolérance	La position du pixel central doit satisfaire la tolérance de ± 4 pixels (soit < 1mm).
Périodicité	Installation, puis annuelle.

4.1.3 Qualité image (mode 2D)

La périodicité des tests sera à adapter selon la fréquence d'utilisation clinique des images et l'expérience d'utilisation de chaque installation.

4.1.3.1 Homogénéité, rapport signal sur bruit

Objectif	Vérifier l'homogénéité en l'absence d'objet diffusant.
Matériel	Aucun objet entre la source et le détecteur.
Méthode	Acquérir une image en définissant un champ couvrant l'ensemble du détecteur ; Analyser visuellement l'image ; Relever la valeur moyenne, l'écart-type et l'écart-type relatif de l'image entière.
Tolérance	L'analyse visuelle et quantitative doit vérifier la stabilité des performances par rapport au contrôle initial.
Périodicité	Installation, puis annuelle.

4.1.3.2 Résolution à bas contraste

Objectif	Vérifier la résolution à bas contraste du détecteur kV.
Matériel	Mire de résolution spatiale TOR 18FG Leeds.
Méthode	Positionner l'objet test directement sur la table, centré sur l'isocentre et en l'orientant d'un angle de 45° ; Placer une plaque de 1mm de cuivre sur le fantôme ; Utiliser le collimateur S20 et le filtre F0 ; Acquérir une image avec les constantes utilisées lors de l'installation ; Ajuster le contraste et la luminosité de sorte à voir clairement les disques dans les carrés 1 et 2 ; Compter le nombre de disques visibles sur un total de 18.
Tolérance	Un minimum de 12 disques doit être visible, soit une résolution à bas contraste inférieure à 2,7%.
Périodicité	Installation, puis annuelle.

4.1.3.3 Résolution à haut contraste

Objectif	Vérifier la résolution à haut contraste du détecteur kV.
----------	--

Matériel	Mire de résolution spatiale TOR 18FG Leeds.
Méthode	Positionner l'objet test directement sur la table, centré sur l'isocentre et en l'orientant d'un angle de 45° ; Placer une plaque de 1mm de cuivre sur le fantôme ; Utiliser le collimateur S20 et le filtre F0 ; Acquérir une image avec les constantes utilisées lors de l'installation ; Ajuster le contraste et la luminosité de sorte à voir clairement les disques dans les carrés 1 et 2 ; Enregistrer le nombre de groupes de fréquence visibles.
Tolérance	Un minimum de 10 groupes doit être visible. La résolution spatiale doit être supérieure ou égale à 1,4 pl/mm. L'analyse visuelle doit vérifier la stabilité des performances par rapport au contrôle initial.
Périodicité	Installation, puis annuelle.

Remarque : Cette image peut également être utilisée pour vérifier l'absence de déformation géométrique en mesurant par exemple le côté en X et en Y du carré central.

4.1.4 Qualité image (mode 3D)

L'ensemble des tests est effectué avec le fantôme Catphan. Selon la référence, il peut y avoir des nuances dans les inserts.

Pour l'ensemble des tests, le fantôme Catphan est placé à l'isocentre du statif et l'analyse est faite pour la plupart avec le logiciel intégré à l'XVI.

Positionner le fantôme en faisant attention à respecter l'alignement des lasers par rapport aux marqueurs externes.

Les tests suivants doivent être réalisés pour deux protocoles d'acquisition utilisés de manière courante en clinique et correspondant à une localisation crâne (faible tension et petit FOV) et une localisation pelvis (forte tension et grand FOV).

La périodicité des tests sera à adapter selon la fréquence d'utilisation clinique des images CBCT et l'expérience d'utilisation de chaque installation.

4.1.4.1 Uniformité de l'image

Objectif	Mesurer la constance des nombres CT de l'image d'un insert homogène.
----------	--

Matériel	Fantôme Catphan.
Méthode	<p>Relever la valeur moyenne des pixels dans des ROI de 1cm de diamètre située au centre et aux 4 points cardinaux du fantôme ;</p> <p>Les points cardinaux doivent être au moins à 2cm de la surface du fantôme.</p> <p>L'uniformité est calculée par la formule suivante :</p> $\text{Uniformité (\%)} = \frac{(\text{moyenne max} - \text{moyenne min})}{\text{moyenne max}} \times 100$
Tolérance	La valeur calculée doit être inférieure à 1,5%.
Périodicité	Installation, puis semestrielle.

4.1.4.2 Bruit dans l'image

Objectif	Mesurer la variation moyenne des nombres CT par rapport à la valeur moyenne.
Matériel	Fantôme Catphan.
Méthode	<p>Relever l'écart-type des nombres CT ($\sigma_{\text{nombre CT}}$) dans une ROI de diamètre égal à 40% du diamètre du fantôme ;</p> <p>Relever la valeur CT moyenne (CT_{eau}) dans une Région d'intérêt (ROI) de diamètre égal à 40% du diamètre du fantôme ;</p> <p>Répéter la méthode pour des ROI de 10×10 pixels ou 20×20 pixels au centre et aux 4 points cardinaux du fantôme ;</p> <p>Calculer le bruit en appliquant la formule suivante :</p> $\text{Bruit (\%)} = \left(\frac{\sigma_{\text{nombre CT}}}{CT_{\text{eau}}} \right) \times 100.$
Tolérance	La valeur du bruit ne doit pas s'écarter de plus de ± 10% de la valeur de référence.
Périodicité	Installation, puis semestrielle.

4.1.4.3 Résolution à bas contraste

Objectif	Vérifier la résolution à bas contraste du détecteur.
Matériel	Fantôme Catphan.
Méthode	<p>Enregistrer pour les inserts en polystyrène (3) et en polyéthylène LDPE (4):</p> <ul style="list-style-type: none"> • La valeur moyenne des pixels • La déviation standard

	La résolution à bas contraste est calculée par la formule suivante : $\text{Low contrast visibility \%} = \frac{(CT_{\text{polystyrene}} - CT_{\text{LDPE}})/10}{\left\{ \frac{(\text{Mean}_{\text{polystyrene}} - \text{Mean}_{\text{LDPE}})}{(SD_{\text{polystyrene}} + SD_{\text{LDPE}})/2} \right\}}$
Tolérance	La valeur calculée doit être inférieure à 1,5%.
Périodicité	Installation, puis semestrielle.

4.1.4.4 Résolution à haut contraste

Objectif	Vérifier la résolution à haut contraste du détecteur.
Matériel	Fantôme Catphan.
Méthode	Analyser visuellement.
Tolérance	La résolution spatiale doit être supérieure ou égale à 10lp/cm.
Périodicité	Installation, puis semestrielle.

4.1.4.5 Déformation et linéarité de l'image

Objectif	Mesurer le degré de distorsion géométrique de l'image.
Matériel	Fantôme Catphan.
Méthode	Repérer les 4 marqueurs circulaires de Téflon et/ou les 4 inserts cardinaux dans le module ; Mesurer la distance entre chacun des marqueurs suivant les axes X et Y.
Tolérance	L'écart entre la distance mesurée et la valeur de référence (50mm pour les inserts de Téflon, 117mm pour les inserts cardinaux) doit être inférieur ou égale à 1mm.
Périodicité	Installation, puis semestrielle.

4.1.4.6 Géométrie sagittale

Objectif	Vérifier la reconstruction sagittale 3D.
Matériel	Fantôme Catphan.
Méthode	Utiliser la reconstruction sagittale 3D ; La distance de référence entre le 1 ^{er} et le 4 ^{ème} marqueur sur le fantôme est

	égale à 110mm.
Tolérance	La tolérance sur les mesures de distance est fixée à ± 1 mm.
Périodicité	Installation, puis semestrielle.

4.1.4.7 Nombre CT moyen de l'eau

Objectif	Représenter l'atténuation moyenne de rayonnement X dans l'eau.
Matériel	Fantôme Catphan.
Méthode	Relever la valeur CT moyenne dans une Région d'intérêt (ROI) de diamètre égal à 40% du diamètre du fantôme ; Répéter la méthode pour des ROI de 10×10 pixels ou 20×20 pixels au centre et aux 4 points cardinaux du fantôme avec le bord externe de chaque ROI placé à plus de 1cm du bord interne du fantôme.
Tolérance	Le nombre CT moyen de la ROI ne doit pas s'écarter de ± 40 UH de sa valeur de référence.
Périodicité	Installation, puis semestrielle.

4.1.4.8 Reproductibilité des nombres UH

Objectif	Représenter l'atténuation moyenne de rayonnement X dans des matériaux de coefficients d'atténuation linéique différents.
Matériel	Fantôme Catphan.
Méthode	Pour chaque insert circulaire, définir une ROI de dimension maximale égale à 80% du diamètre de l'insert ; Relever pour chaque insert, le nombre CT moyen.
Tolérance	Pour chaque insert, le nombre CT moyen doit être égal à ± 40 UH de la valeur de référence déterminée à l'installation.
Périodicité	Installation, puis semestrielle.

4.1.4.9 Épaisseur de coupe reconstruite

Objectif	Mesurer l'épaisseur de coupe reconstruite.
Matériel	Fantôme Catphan.
Méthode	Repérer les deux paires de lames suivant les axes X et Y de l'image ;

	<p>Mesurer la Largeur à Mi-Hauteur (LMH) de chacune des 4 rampes ;</p> <p>Déterminer l'épaisseur de coupe (Z) en appliquant par la formule suivante :</p> $Z(\text{mm}) = \text{LMH} \times (\tan 23^\circ)$ <p>(Chacune des paires de rampes est inclinée de 23° par rapport à l'axe longitudinal du fantôme).</p>
Tolérance	L'épaisseur de coupe ne doit pas s'écarter de plus de 1mm de la valeur de référence.
Périodicité	Installation, puis semestrielle.

4.1.4.10 Position du fantôme par rapport à la coupe

Objectif	Mesurer la capacité du système à réaliser une acquisition à une position précise.
Matériel	Fantôme Catphan.
Méthode	<p>Repérer la coupe passant par le centre de l'insert 404 ;</p> <p>Repérer sur cette coupe, les deux paires de lames suivant les axes X et Y de l'image ;</p> <p>Repérer la position du centre de chacune des 4 rampes ;</p> <p>Mesurer la distance moyenne (D) entre les positions théorique et mesurée du centre de chacune des 4 rampes.</p> <p>Déterminer l'erreur de positionnement (E) en appliquant la formule suivante :</p> $E(\text{mm}) = D \times (\tan 23^\circ)$ <p>(Chacune des paires de rampes est inclinée de 23° par rapport à l'axe longitudinal du fantôme).</p>
Tolérance	L'erreur de positionnement est fixée à $\pm 2\text{mm}$.
Périodicité	Installation, puis semestrielle.

4.1.5 Dose

4.1.5.1 Mode 2D : mesure du kerma dans l'air

Objectif	Évaluer le kerma dans l'air pour les différentes anatomies programmées et utilisées en routine clinique.
Matériel	Dosimètre.

Méthode	<p>Mettre en place un support qui permettra de positionner le dosimètre dans l'air ;</p> <p>Centrer le dosimètre dans les directions Droite/Gauche et Tête/Pieds ;</p> <p>Ajuster la hauteur - table afin de positionner le dosimètre à la DSP correspondant à l'anatomie testée ;</p> <p>Prendre l'applicateur S20 ;</p> <p>Effectuer l'exposition pour l'anatomie testée ;</p> <p>Relever la valeur de kerma mesurée ;</p> <p>Réitérer la mesure de kerma pour chacune des anatomies programmées en prenant soin de bien repositionner le détecteur à la bonne DSP.</p>
Tolérance	Le kerma dans l'air ne doit pas différer de plus de 10% de la valeur initiale.
Périodicité	Installation, puis annuelle.

4.1.5.2 Mode 3D : mesure équivalente au CTDI

Objectif	Suivre la dose délivrée par le dispositif sous forme d'un index de dose CT (CTDI _w) pour les différentes anatomies programmées et utilisées en routine clinique.
Matériel	<p>Fantôme CTDI tête (16cm) et corps (32cm).</p> <p>Chambre d'ionisation type crayon ou Farmer.</p>
Méthode	<p>Centrer le fantôme à l'isocentre de la machine ;</p> <p>Sélectionner le protocole d'acquisition CBCT ;</p> <p>Réaliser une mesure de CTDI au centre (CTDI_c) et aux quatre positions périphériques (CTDI_p) ;</p> <p>La valeur du CTDI_w est alors donnée par la formule suivante :</p> $CTDI_w = 1/3 CTDI_c + 2/3 CTDI_p.$
Tolérance	La valeur ne doit pas différer de plus de 20% de la valeur donnée par le constructeur.
Périodicité	Installation, puis annuelle.

4.1.6 Environnement et sécurité

4.1.6.1 Portes de la salle de traitement

Objectif	Vérifier qu'il est impossible de réaliser une irradiation de basse énergie kV lorsqu'une porte de la salle de traitement est ouverte.
Méthode	Réaliser l'acquisition d'une radiographie (mode clinique) avec une porte ouverte.
Tolérance	La production de rayons X doit être impossible avec une porte de la salle de traitement ouverte.
Périodicité	Installation, puis quotidienne.

4.1.6.2 Indicateurs de présence de faisceau

Objectif	Vérifier le bon fonctionnement des indicateurs lumineux et sonore de présence de faisceau.
Méthode	Lors du déclenchement d'un tir pour l'acquisition d'une radiographie, l'opérateur doit vérifier le fonctionnement des voyants lumineux et du signal sonore.
Tolérance	L'opérateur doit s'assurer du fonctionnement des voyants lumineux et de l'indicateur sonore.
Périodicité	Installation, puis quotidienne.

4.1.6.3 Dispositifs de commande du XVI

Objectif	Vérifier le fonctionnement des dispositifs de commande (« homme-morts »).
Méthode	Mettre le XVI en mouvement puis relâcher le dispositif de commande testé : le mouvement doit s'arrêter. Les dispositifs de commande présents dans la salle de traitement et au niveau du pupitre doivent être testés.
Tolérance	L'opérateur doit s'assurer de l'impossibilité de réaliser des mouvements de rotation de bras ou de table si les dispositifs de commande ne sont pas actionnés.
Périodicité	Quotidienne.

4.1.6.4 Systèmes anti-collision

Objectif	Vérifier le fonctionnement des systèmes anti-collision.
Méthode	Pour chaque système d'anti-collision, simuler une collision pendant le mouvement du bras de l'appareil de traitement ou de la table de traitement.

Tolérance	L'opérateur doit s'assurer que le mouvement s'arrête et qu'une alarme sonore retentit.
Périodicité	Quotidienne.

4.1.6.5 Matériel annexe

Objectif	Vérifier le bon fonctionnement du matériel (espace disque, écrans, ...).
Tolérance	L'opérateur doit s'assurer du fonctionnement des différents équipements.
Périodicité	Mensuelle pour archivage.

4.1.7 X-Ray Volume Imaging (Elekta) : Contrôles de qualité classés par périodicité

	Q	H	M	T	S	A
Générateur						
Exactitude de la tension appliquée au tube à rayons X						X
Répétabilité de la tension appliquée au tube à rayons X						X
Couche de demi-atténuation						X
Reproductibilité, répétabilité du rayonnement de sortie						X
Linéarité du rayonnement de sortie						X
Géométrie						
Concordance de l'isocentre de traitement avec l'isocentre de l'imagerie embarquée (mode 3D) avec fantôme Quasar			X			
Évaluation de la fonction logicielle « recalage automatique » (mode 3D)			X			
Concordance de l'isocentre de traitement avec l'isocentre de l'imagerie embarquée (mode 3D) avec fantôme Ball Bearing				X		
Correspondance entre le pixel central du détecteur et l'isocentre de traitement						X
Qualité image mode 2D						
Homogénéité, rapport signal sur bruit						X
Résolution à bas contraste						X
Résolution à haut contraste						X
Qualité image mode 3D						
Uniformité					X	
Bruit					X	
Résolution à bas contraste					X	
Résolution à haut contraste					X	
Déformation et linéarité de l'image					X	
Géométrie sagittale					X	
Nombre CT de l'eau					X	
Reproductibilité des nombres UH					X	
Épaisseur de coupe					X	
Position du fantôme par rapport à la coupe					X	
Dose						
Mesure du kerma dans l'air (mode 2D)						X
Mesure équivalente au CTDI (mode 3D)						X
Environnement et sécurité						
Portes de la salle de traitement	X					
Indicateurs de présence de faisceau	X					
Dispositifs de commande du XVI	X					
Système anti-collision	X					
Matériel annexe						X

Q : quotidienne ; H : hebdomadaire ; M : mensuelle ; T : trimestrielle ; S : semestrielle ; A : annuelle.

4.2 On Board Imager (Varian)

4.2.1 Générateur

4.2.1.1 Exactitude de la tension appliquée au tube à rayons X

Objectif	Vérifier l'exactitude de la tension appliquée au tube à rayons X.
Matériel	kVpmètre.
Méthode	Placer le kVpmètre à l'isocentre ; Effectuer 5 expositions successives pour chacune des anatomies pré-programmées sur la console OBI (gamme de tension testée : 70kV à 105kV) ; Relever la tension mesurée pour chacune des expositions.
Tolérance	La valeur mesurée doit correspondre à la valeur affichée à +/- 10%. En cas de dépassement de cette tolérance, une remise en conformité dès que possible est nécessaire.
Périodicité	Installation, puis annuelle.

4.2.1.2 Répétabilité de la tension appliquée au tube à rayons X

Objectif	Vérifier la répétabilité de la tension appliquée au tube à rayons X.
Matériel	kVpmètre.
Méthode	Se placer dans les mêmes conditions que pour le contrôle de l'exactitude de la tension ; Effectuer 5 expositions successives pour les 2 anatomies pré-programmées les plus utilisées (choix de 2 tensions représentatives de l'utilisation de l'installation) ; Relever la tension mesurée pour les 2 anatomies choisies.
Tolérance	Les valeurs extrêmes mesurées lors de la série ne doivent pas différer de plus de 5% de la valeur moyenne. En cas de dépassement de cette tolérance, une remise en conformité dès que possible est nécessaire.
Périodicité	Installation, puis annuelle.

4.2.1.3 Couche de demi-atténuation

Objectif	Vérifier la qualité du rayonnement.
Matériel	<u>Matériel n°1</u> : Dosimètre + Plaques d'aluminium.

	<u>Matériel n°2</u> : détecteur « multi-usage » permettant d'obtenir simultanément les caractéristiques physiques et dosimétriques du faisceau (kVp, filtration, kerma).
Méthode	<p><u>Avec matériel n°1</u> :</p> <p>Placer le capteur du dosimètre dans l'air à l'isocentre ;</p> <p>Ajuster la collimation des diaphragmes de sorte que la taille du champ d'irradiation soit ajustée au dosimètre ;</p> <p>Réaliser 2 expositions sans interposer de plaques d'aluminium à 70kV, mAmax/2 et 100ms ;</p> <p>Relever les kermas mesurés et en déduire le kerma moyen sans filtration ;</p> <p>Recommencer ces mesures en interposant des plaques d'aluminium d'épaisseurs croissantes dans le faisceau ;</p> <p>Déduire la CDA (épaisseur d'aluminium qui atténue de moitié la valeur de kerma mesurée sans filtration)</p> <p><u>Avec matériel n°2</u> :</p> <p>Placer le détecteur à l'isocentre ;</p> <p>Ajuster la collimation des diaphragmes de sorte que la taille du champ d'irradiation soit ajustée au détecteur ;</p> <p>Réaliser 2 expositions à 70kV, mAmax/2 et 100ms ;</p> <p>Relever la CDA mesurée.</p>
Tolérance	<p>A 70kV, la CDA doit être supérieure ou égale à 2,3mm d'aluminium.</p> <p>Une CDA inférieure nécessite une remise en conformité dès que possible.</p>
Périodicité	Installation, puis annuelle.

4.2.1.4 Reproductibilité, répétabilité du rayonnement de sortie

Objectif	Vérifier la reproductibilité et de la répétabilité du rayonnement.
Matériel	Dosimètre.
Méthode	<p>Placer le capteur du dosimètre à l'isocentre ;</p> <p>Ajuster la collimation des diaphragmes de sorte que la taille du champ d'irradiation soit comprise entre 15cm x 15cm et 30cm x 30cm.</p>

	<p><u>Pour la répétabilité du rayonnement de sortie :</u></p> <p>Réaliser 5 expositions successives à 70kV (ou autre tension plus représentative de l'utilisation de l'installation) et à 40mAs ;</p> <p>Relever les kermas mesurés.</p> <p><u>Pour la reproductibilité du rayonnement de sortie :</u></p> <p>Réaliser 5 expositions successives à 70kV (ou à une tension représentative de l'utilisation de l'installation) en reproduisant une charge de 40mAs fixe selon 3 combinaisons « courant-temps » différentes ; les combinaisons doivent couvrir la totalité de la plage utile des mA en respectant le temps minimum imposé par le dosimètre ;</p> <p>Relever les kermas mesurés et calculer le rapport kerma/mAs pour chacune des expositions.</p>
Tolérance	<p><u>Pour la répétabilité :</u> les valeurs de kerma mesurées ne doivent pas différer de plus de 10% de la valeur moyenne.</p> <p><u>Pour la reproductibilité :</u> les valeurs des rapports kerma/mAs mesurés ne doivent pas différer de plus de 15% de la valeur moyenne.</p> <p>En cas de dépassement de cette tolérance, une remise en conformité dès que possible est nécessaire.</p>
Périodicité	Installation, puis annuelle.

4.2.1.5 Linéarité du rayonnement de sortie

Objectif	Vérifier la linéarité du rayonnement.
Matériel	Dosimètre.
Méthode	<p>Se placer dans les mêmes conditions que pour le contrôle de la répétabilité et reproductibilité du rayonnement de sortie ;</p> <p>Réaliser 5 expositions successives à 70kV (ou à une tension représentative de l'utilisation de l'installation) pour 3 combinaisons « courant-temps » différentes couvrant la totalité de la plage utile des mAs ;</p> <p>Relever les kermas mesurés et calculer le rapport kerma/mAs pour chacune des expositions.</p>
Tolérance	Les valeurs des rapports kerma/mAs déterminées pour chaque combinaison « courant-temps » ne doivent pas différer de plus de 15% de la valeur moyenne

	<p>de l'ensemble des rapports kerma/mAs.</p> <p>La valeur moyenne de l'ensemble des rapports kerma/mAs ne doit pas être inférieure à 65% de la valeur du contrôle initial.</p> <p>En cas de dépassement de cette tolérance, une remise en conformité dès que possible est nécessaire.</p>
Périodicité	Installation, puis annuelle.

4.2.2 Géométrie

4.2.2.1 Concordance de l'isocentre de traitement avec l'isocentre de l'imagerie embarquée (mode 2D et mode 3D)

Le test doit être réalisé pour deux protocoles d'acquisition utilisés de manière courante en clinique : mode 2D (au moins une tension) et mode 3D (faible tension et petit FOV et forte tension et grand FOV).

Objectif	Vérifier la correspondance de l'isocentre OBI et l'isocentre de traitement.
Matériel	Fantôme Marker Block (Varian) / fantôme CUBE (Varian).
Méthode	<p>Poser le fantôme sur le plateau de table et l'aligner à l'isocentre ;</p> <p>Réaliser l'acquisition des images pour les 2 protocoles d'acquisition clinique choisis :</p> <p><u>Pour le mode 2D</u> : acquérir successivement 2 images orthogonales.</p> <p><u>Pour le mode 3D</u> : lancer l'acquisition CBCT.</p> <p>Procéder à l'analyse des images sur la console OBI :</p> <p><u>Pour le mode 2D</u> :</p> <p>Ajuster le fenêtrage des images acquises pour visualiser correctement la bille centrale ;</p> <p>Afficher le croisillon numérique généré par l'application OBI ;</p> <p>Faire un zoom sur la bille centrale et mesurer l'écart, dans les deux directions, entre le centre de la bille et le centre du croisillon numérique.</p> <p><u>Pour le mode 3D</u> :</p> <p>Se positionner sur la coupe contenant la bille centrale ;</p> <p>Ajuster le fenêtrage des images acquises pour visualiser correctement la bille centrale et faire un zoom sur cette bille ;</p>

	Pour chacune des directions, mesurer l'écart entre le centre de la bille centrale de l'image CT de référence et le centre bille centrale de l'image CBCT acquise.
Tolérance	Le décalage dans chacune des directions doit être < 1,5mm par rapport au croisillon.
Périodicité	<u>Pour le mode 2D</u> : Installation, puis quotidienne. <u>Pour le mode 3D</u> : Installation, puis mensuelle.

4.2.2.2 Capacité du système à calculer et à appliquer des décalages

Le test doit être réalisé pour deux protocoles d'acquisition utilisés de manière courante en clinique : mode 2D (au moins une tension) et mode 3D (faible tension et petit FOV et forte tension et grand FOV).

Objectif	Vérifier la précision du recalage automatique (application OBI et déplacement automatique de table).
Matériel	Fantôme Marker Block (Varian) / fantôme CUBE (Varian) / fantôme Catphan.
Méthode	Poser le fantôme sur le plateau de table et l'aligner à l'isocentre ; Relever les positions de table de traitement ; Introduire un décalage volontaire dans les 3 directions ; Relever les nouvelles positions de table de traitement ; Réaliser l'acquisition des images pour les 2 protocoles d'acquisition clinique choisis : <u>Pour le mode 2D</u> : acquérir successivement 2 images orthogonales. <u>Pour le mode 3D</u> : lancer l'acquisition CBCT. Réaliser le recalage automatique ; Vérifier la qualité du recalage automatique en procédant à l'analyse des images sur la console OBI ; Vérifier les décalages obtenus pour chacune des directions ; Actionner le déplacement automatique de la table ; Relever les nouvelles positions de table.
Tolérance	Après recalage automatique, les décalages mesurés sur l'image doivent être < 2mm. En cas de dépassement de cette tolérance, une remise en conformité dès que

	possible est nécessaire.
Périodicité	<u>Pour le mode 2D</u> : Installation, puis hebdomadaire. <u>Pour le mode 3D</u> : Installation, puis mensuelle.

4.2.2.3 Exactitude du positionnement vertical et longitudinal de la source kV

Objectif	Vérifier la précision du positionnement de la source.
Matériel	Mètre-ruban.
Méthode	<p><u>Positionnement vertical</u> :</p> <p>Placer le bras de l'accélérateur à 90° ;</p> <p>Déployer la source kV à 100cm de l'isocentre (distance attendue = 100cm) ;</p> <p>Mesurer, à l'aide du mètre-ruban, la distance entre l'isocentre (matérialisé par le croisillon) et le centre de la fenêtre de mylar de la source kV ;</p> <p>Calculer la distance réelle ($d_{réelle}$) entre la source et l'isocentre en appliquant la relation suivante :</p> $d_{réelle} = d_{fenêtre\ mylar-isocentre} + d_{source-fenêtre\ mylar}$ <p>avec : distance (source - fenêtre mylar) = 14,8cm</p> <p><u>Positionnement longitudinal</u> :</p> <p>Placer le bras de l'accélérateur à 90° ;</p> <p>Allumer les lasers de la salle de traitement ;</p> <p>Identifier la croix repère sur la source (= repères référence) ;</p> <p>Mesurer la distance entre la position des lasers et les repères référence.</p>
Tolérance	<p><u>Positionnement vertical</u> : l'écart entre la distance réelle et la distance attendue doit être inférieur ou égal à 2mm.</p> <p><u>Positionnement longitudinal</u> : l'écart entre les lasers et les repères doit être inférieur ou égal à 2mm.</p>
Périodicité	Installation, puis semestrielle.

4.2.2.4 Exactitude du positionnement vertical, longitudinal et latéral du détecteur

Objectif	Vérifier la précision du positionnement du détecteur.
----------	---

Matériel	Mètre-ruban.
Méthode	<p><u>Positionnement vertical :</u></p> <p>Placer le bras de l'accélérateur à 90° ;</p> <p>Déployer le détecteur à l'une des positions pré-programmées (distance attendue) ;</p> <p>Mesurer la distance entre l'isocentre (matérialisé par le croisillon) et le centre du détecteur décapoté (croix repère sur détecteur) ;</p> <p>Calculer la distance réelle ($d_{réelle}$) entre la matrice de détection et l'isocentre en appliquant la relation suivante :</p> $d_{réelle} = d_{surface\ détecteur-isocentre} + d_{surface\ du\ détecteur-matrice\ de\ détection}$ <p>avec : $d_{surface\ détecteur - matrice\ de\ détection} = 1,8cm$</p> <p>Réitérer le test pour chaque position pré-programmée.</p> <p><u>Positionnements longitudinal et latéral :</u></p> <p>Placer le bras de l'accélérateur à 90° ;</p> <p>Allumer les lasers de la salle de traitement ;</p> <p>Identifier la croix repère sur le détecteur (= repères référence) ;</p> <p>Décaler le détecteur de ± 10cm en longitudinal ;</p> <p>Mesurer la distance entre la position des lasers et les repères référence ;</p> <p>Décaler le détecteur de ± 10cm en latéral ;</p> <p>Mesurer la distance entre la position des lasers et les repères référence.</p>
Tolérance	<p><u>Positionnement vertical :</u> l'écart entre la distance réelle et la distance attendue doit être inférieur ou égal à 2mm.</p> <p><u>Positionnements longitudinal et latéral :</u> l'écart entre les lasers et les repères doit être inférieur ou égal à 2mm.</p>
Périodicité	Installation, puis semestrielle.

4.2.2.5 Correspondance entre le champ programmé et le champ irradié

Objectif	Vérifier l'ouverture des diaphragmes.
Matériel	Plaque graduée radio-opaque (Varian).

Méthode	Positionner la plaque sur la table à l'isocentre ; Afficher une taille de champ de 20cm × 20cm avec les diaphragmes ; Acquérir une image ; Sur la console OBI, déterminer la taille de champ irradié à l'aide de l'image de la plaque graduée.
Tolérance	Dans les 2 directions, les écarts entre le champ irradié et le champ programmé doivent être inférieurs à 2,5mm.
Périodicité	Installation, puis mensuelle.

4.2.2.6 Correspondance entre le pixel central du détecteur et l'isocentre de traitement

Objectif	Vérifier la correspondance entre le pixel central et l'isocentre de traitement.
Matériel	Plaque graduée radio-opaque (Varian).
Méthode	Positionner la plaque sur la table à l'isocentre ; Ouvrir complètement les diaphragmes ; Acquérir une image ; Sur la console OBI : Définir une Région d'Intérêt (ROI) de 512 pixels × 384 pixels (cette taille de ROI correspond à ¼ de l'image théorique de 1024 pixels × 768 pixels) ; Zoomer sur la partie centrale afin de visualiser le centre de la plaque graduée (faire apparaître l'image sous forme pixélisée) ; Déterminer, dans les 2 directions en utilisant l'outil de mesure de distance, l'écart entre le centre de la plaque graduée et le coin supéro-interne de la ROI.
Tolérance	La position du pixel central doit satisfaire la tolérance de ± 10 pixels (soit ± 2 mm).
Périodicité	Installation, puis annuelle.

4.2.3 Qualité image (mode 2D)

La périodicité des tests sera à adapter selon la fréquence d'utilisation clinique des images et l'expérience d'utilisation de chaque installation.

4.2.3.1 Homogénéité, rapport signal sur bruit

Objectif	Vérifier l'homogénéité en l'absence d'objet diffusant.
Matériel	Aucun objet entre la source et le détecteur.
Méthode	Acquérir une image en définissant un champ couvrant l'ensemble du détecteur ; Analyser visuellement l'image ; Relever la valeur moyenne, l'écart-type et l'écart-type relatif de l'image entière, par exemple en utilisant Offline Review avec l'outil « Histogramme de zone ».
Tolérance	L'analyse visuelle et quantitative doit vérifier la stabilité des performances par rapport au contrôle initial.
Périodicité	Installation, puis mensuelle.

4.2.3.2 Résolution à bas contraste

Objectif	Vérifier la résolution à bas contraste du détecteur kV.
Matériel	Mire de résolution spatiale TOR 18FG Leeds.
Méthode	Positionner l'objet test directement sur la table, centré sur l'isocentre et en l'orientant d'un angle de 45° ; Placer une plaque de 1mm de cuivre sur le fantôme ; Ajuster la taille de champ ; Acquérir une image avec les constantes utilisées lors de l'installation ; Ajuster le contraste et la luminosité de sorte à voir clairement les disques dans les carrés 1 et 2 ; Compter le nombre de disques visibles sur un total de 18.
Tolérance	Un minimum de 12 disques doit être visible, soit une résolution à bas contraste inférieure à 2,7%.
Périodicité	Installation, puis annuelle.

4.2.3.3 Résolution à haut contraste

Objectif	Vérifier la résolution à haut contraste du détecteur kVd.
Matériel	Mire de résolution spatiale (ex : TOR 18FG LEEDS).
Méthode	Positionner l'objet test directement sur le détecteur, au centre du détecteur et

	<p>en l'orientant d'un angle de 45° ;</p> <p>Ouvrir complètement les diaphragmes ;</p> <p>Acquérir une image avec les constantes utilisées lors de l'installation ;</p> <p>Analyser l'image en partant des basses fréquences et en identifiant le groupe de paires de lignes où les lignes sont les plus rapprochées mais distinguables les unes des autres.</p>
Tolérance	La résolution spatiale doit être supérieure ou égale à 1,4 pl/mm. L'analyse visuelle doit vérifier la stabilité des performances par rapport au contrôle initial.
Périodicité	Installation, puis mensuelle.

Remarque : Cette image peut également être utilisée pour vérifier l'absence de déformation géométrique en mesurant par exemple le côté en X et en Y du carré central.

4.2.4 Qualité image (mode 3D)

L'ensemble des tests est effectué avec le fantôme Catphan. Selon la référence, il peut y avoir des nuances dans les inserts.

Pour l'ensemble des tests, le fantôme Catphan est placé à l'isocentre du statif.

Positionner le fantôme en faisant attention à respecter l'alignement des lasers par rapport aux marqueurs externes.

Les tests suivants doivent être réalisés pour deux protocoles d'acquisition utilisés de manière courante en clinique et correspondant à une localisation crâne (faible tension et petit FOV) et une localisation pelvis (forte tension et grand FOV).

La périodicité des tests sera à adapter selon la fréquence d'utilisation clinique des images CBCT.

4.2.4.1 Uniformité de l'image

Objectif	Mesurer la constance des nombres CT de l'image d'un insert homogène.
Matériel	Fantôme Catphan.
Méthode	<p>Relever le nombre moyen CT pour des ROI de 10×10 pixels ou 20×20 pixels au centre ($\overline{CT_{centre}}$) et aux 4 points cardinaux du fantôme ;</p> <p>Calculer la Valeur Moyenne des nombres CT sur les 4 ROI des points cardinaux du fantôme ($\overline{CT_{périphérie}}$) ;</p>

	Calculer l'uniformité en appliquant la formule suivante : Uniformité (UH) = $\frac{CT_{\text{périphérie}}}{CT_{\text{centre}}}$.
Tolérance	La valeur d'uniformité doit être égale à $\pm 40UH$.
Périodicité	Installation, puis mensuelle ou semestrielle.

4.2.4.2 Bruit dans l'image

Objectif	Mesurer la variation moyenne des nombres CT par rapport à la valeur moyenne.
Matériel	Fantôme Catphan.
Méthode	Relever l'écart-type des nombres CT ($\sigma_{\text{nombre CT}}$) dans une ROI de diamètre égal à 40% du diamètre du fantôme ; Relever la valeur CT moyenne (CT_{eau}) dans une Région d'intérêt (ROI) de diamètre égal à 40% du diamètre du fantôme ; Répéter la méthode pour des ROI de 10×10 pixels ou 20×20 pixels au centre et aux 4 points cardinaux du fantôme ; Calculer le bruit en appliquant la formule suivante : Bruit (%) = $(\sigma_{\text{nombre CT}} / CT_{\text{eau}}) \times 100$.
Tolérance	La valeur du bruit ne doit pas s'écarter de plus de $\pm 10\%$ de la valeur de référence déterminée à l'installation.
Périodicité	Installation, puis mensuelle ou semestrielle.

4.2.4.3 Résolution à bas contraste

Objectif	Vérifier la résolution à bas contraste du détecteur.
Matériel	Fantôme Catphan.
Méthode	Repérer le groupe de cibles correspondant aux objets « supra-slice 1% » ; Identifier le diamètre du dernier trou visible dans ce groupe.
Tolérance	Pour un contraste de 1%, le dernier trou visible doit avoir un diamètre < à 15mm.
Périodicité	Installation, puis mensuelle ou semestrielle.

4.2.4.4 Résolution à haut contraste

Objectif	Vérifier la résolution à haut contraste du détecteur.
Matériel	Fantôme Catphan.
Méthode	<p>Définir une ROI autour de chacun des 21 groupes de lignes, de dimension adaptée à chaque groupe ;</p> <p>Pour chacune des 21 ROIs, calculer la Fonction de Transfert de Modulation (FTM) en relevant l'écart-type des valeurs de pixels de la ROI considérée (σ_{ROI}), l'écart-type des valeurs de pixels sur le fond de la mire (σ_{fond}), le nombre CT moyen du matériau de la mire ($CT_{matériau}$) et le nombre CT moyen du matériau de base de l'insert (CT_{base}) :</p> $FTM_{ROI} = \frac{\pi \sqrt{\sigma_{ROI}^2 - \sigma_{fond}^2}}{\sqrt{2} CT_{matériau} - CT_{base} }$ <p>Tracer la courbe de FTM obtenue à partir de ces valeurs ;</p> <p>Déterminer le groupe de paires de lignes se rapprochant le plus de 10% de la FTM.</p>
Tolérance	La résolution spatiale doit être supérieure ou égale à 6 pl/cm pour une acquisition dont le FOV est \leq à 25cm et supérieure ou égale à 4 pl/cm pour une acquisition dont le FOV est $>$ à 25cm.
Périodicité	Installation, puis mensuelle ou semestrielle.

4.2.4.5 Déformation et linéarité de l'image

Objectif	Mesurer le degré de distorsion géométrique de l'image.
Matériel	Fantôme Catphan.
Méthode	<p>Repérer les 4 marqueurs circulaires de Téflon et/ou les 4 inserts cardinaux dans le module ;</p> <p>Mesurer la distance entre chacun des marqueurs suivant les axes X et Y.</p>
Tolérance	L'écart entre la distance mesurée et la valeur de référence (50mm pour les inserts de Téflon, 117mm pour les inserts cardinaux) doit être inférieur ou égale à 1mm.
Périodicité	Installation, puis semestrielle.

4.2.4.6 Géométrie sagittale

Objectif	Vérifier la reconstruction sagittale 3D.
Matériel	Fantôme Catphan.
Méthode	Utiliser la reconstruction sagittale 3D. La distance de référence entre le 1 ^{er} et le 4 ^{ème} marqueur sur le fantôme est égale à 110mm.
Tolérance	La tolérance sur les mesures de distance est fixée à ± 1 mm.
Périodicité	Installation, puis mensuelle ou semestrielle.

4.2.4.7 Nombre CT moyen de l'eau

Objectif	Représenter l'atténuation moyenne de rayonnement X dans l'eau.
Matériel	Fantôme Catphan.
Méthode	Relever la valeur CT moyenne dans une Région d'intérêt (ROI) de diamètre égal à 40% du diamètre du fantôme ; Répéter la méthode pour des ROI de 10×10 pixels ou 20×20 pixels au centre et aux 4 points cardinaux du fantôme avec le bord externe de chaque ROI placé à plus de 1cm du bord interne du fantôme.
Tolérance	Le nombre CT moyen de la ROI ne doit pas s'écarter de ± 40 UH de sa valeur de référence déterminée à l'installation.
Périodicité	Installation, puis mensuelle ou semestrielle.

4.2.4.8 Reproductibilité des nombres UH

Objectif	Représenter l'atténuation moyenne de rayonnement X dans des matériaux de coefficients d'atténuation linéique différents.
Matériel	Fantôme Catphan.
Méthode	Pour chaque insert circulaire, définir une ROI de dimension maximale égale à 80% du diamètre de l'insert ; Relever pour chaque insert, le nombre CT moyen.
Tolérance	Pour chaque insert, le nombre CT moyen doit être égal à ± 40 UH de la valeur de référence déterminée à l'installation.
Périodicité	Installation, puis mensuelle ou semestrielle.

4.2.4.9 Épaisseur de coupe reconstruite

Objectif	Mesurer l'épaisseur de coupe reconstruite.
Matériel	Fantôme Catphan.
Méthode	Repérer les deux paires de lames suivant les axes X et Y de l'image ; Mesurer la Largeur à Mi-Hauteur (LMH) de chacune des 4 rampes ; Déterminer l'épaisseur de coupe (Z) en appliquant par la formule suivante : $Z(\text{mm}) = \text{LMH} \times (\tan 23^\circ)$. (Chacune des paires de rampes est inclinée de 23° par rapport à l'axe longitudinal du fantôme)
Tolérance	L'épaisseur de coupe ne doit pas s'écarter de plus de 1mm de la valeur de référence.
Périodicité	Installation, puis mensuelle ou semestrielle.

4.2.4.10 Position du fantôme par rapport à la coupe

Objectif	Mesurer la capacité du système à réaliser une acquisition à une position précise.
Matériel	Fantôme Catphan.
Méthode	Repérer la coupe passant par le centre de l'insert 404 ; Repérer sur cette coupe, les deux paires de lames suivant les axes X et Y de l'image ; Repérer la position du centre de chacune des 4 rampes ; Mesurer la distance moyenne (D) entre les positions théorique et mesurée du centre de chacune des 4 rampes. Déterminer l'erreur de positionnement (E) en appliquant la formule suivante : $E(\text{mm}) = D \times (\tan 23^\circ)$ (Chacune des paires de rampes est inclinée de 23° par rapport à l'axe longitudinal du fantôme).
Tolérance	L'erreur de positionnement est fixée à $\pm 2\text{mm}$.
Périodicité	Installation, puis mensuelle ou semestrielle.

4.2.4.11 Outils d'analyse d'image

Objectif	Vérifier les outils d'analyse d'image.
Matériel	Plaque Graduée Radio-opaque (Varian).
Méthode	Positionner la plaque sur la table à l'isocentre ; Ouvrir complètement les diaphragmes ; Acquérir une image ; Sur la console OBI, vérifier les outils de mesure de distance (sur une distance de 10cm) et d'angulation (sur un angle de 45°).
Tolérance	La tolérance sur les mesures de distance est fixée à ± 2 mm. La tolérance sur les mesures d'angle est fixée à $\pm 1,15^\circ$.
Périodicité	Installation, puis mensuelle.

4.2.5 Dose

4.2.5.1 Mode 2D : mesure du kerma dans l'air

Objectif	Évaluer le kerma dans l'air pour les différentes anatomies programmées et utilisées en routine clinique.
Matériel	Dosimètre.
Méthode	Mettre en place un support qui permettra de positionner le dosimètre dans l'air ; Centrer le dosimètre dans les directions Droite/Gauche et Tête/Pieds ; Ajuster la hauteur - table afin de positionner le dosimètre à la DSP correspondant à l'anatomie testée ; Afficher une taille de champ de 20cm \times 20cm avec les diaphragmes ; Effectuer l'exposition pour l'anatomie testée ; Relever la valeur de kerma dans l'air mesurée ; Répéter la mesure de kerma pour chacune des anatomies programmées en prenant soin de bien repositionner le détecteur à la bonne DSP.
Tolérance	Le kerma dans l'air ne doit pas différer de plus de 10% de la valeur initiale.
Périodicité	Installation, puis annuelle.

4.2.5.2 Mode 3D : mesure équivalente au CTDI

Objectif	Suivre la dose délivrée par le dispositif sous forme d'un index de dose CT (CTDI _w) pour les différentes anatomies programmées et utilisées en routine clinique.
Matériel	Fantôme CTDI tête (16cm) et corps (32cm). Chambre d'ionisation type crayon ou Farmer.
Méthode	Centrer le fantôme à l'isocentre de la machine ; Sélectionner le protocole d'acquisition CBCT et régler la largeur d'acquisition à 12mm ; Réaliser une mesure de CTDI au centre (CTDI _c) et aux quatre positions périphériques (CTDI _p). La valeur du CTDI _w est alors donnée par la formule suivante : $CTDI_w = 1/3 CTDI_c + 2/3 CTDI_p$
Tolérance	La valeur ne doit pas différer de plus de 20% de la valeur donnée par le constructeur.
Périodicité	Installation, puis annuelle.

4.2.6 Environnement et sécurité

4.2.6.1 Portes de la salle de traitement

Objectif	Vérifier qu'il est impossible de réaliser une irradiation de basse énergie kV lorsqu'une porte de la salle de traitement est ouverte.
Méthode	Réaliser l'acquisition d'une radiographie (mode clinique) avec une porte ouverte.
Tolérance	La production de rayons X doit être impossible avec une porte de la salle de traitement ouverte.
Périodicité	Installation, puis quotidienne.

4.2.6.2 Indicateurs de présence de faisceau

Objectif	Vérifier le bon fonctionnement des indicateurs lumineux et sonore de présence de faisceau.
Méthode	Lors du déclenchement d'un tir pour l'acquisition d'une radiographie, l'opérateur doit vérifier le fonctionnement des voyants lumineux et du signal

	sonore.
Tolérance	L'opérateur doit s'assurer du fonctionnement des voyants lumineux et de l'indicateur sonore.
Périodicité	Installation, puis quotidienne.

4.2.6.3 Dispositifs de commande de l'OBI

Objectif	Vérifier le fonctionnement des dispositifs de commande (« homme-morts »).
Méthode	Mettre l'OBI en mouvement puis relâcher le dispositif de commande testé : le mouvement doit s'arrêter. Les dispositifs de commande présents dans la salle de traitement et au niveau du pupitre doivent être testés.
Tolérance	L'opérateur doit s'assurer de l'impossibilité de réaliser des mouvements de rotation de bras ou de table si les dispositifs de commande ne sont pas actionnés.
Périodicité	Installation, puis quotidienne.

4.2.6.4 Systèmes anti-collision

Objectif	Vérifier le fonctionnement des systèmes anti-collision.
Méthode	Pour chaque système d'anti-collision, simuler une collision pendant le mouvement du bras de l'appareil de traitement ou de la table de traitement.
Tolérance	L'opérateur doit s'assurer que le mouvement s'arrête et qu'une alarme sonore retentit.
Périodicité	Installation, puis hebdomadaire.

4.2.6.5 Matériel annexe

Objectif	Vérifier le bon fonctionnement du matériel (espace disque, écrans, ...).
Tolérance	L'opérateur doit s'assurer du fonctionnement des différents équipements.
Périodicité	Installation, puis mensuelle.

4.2.7 On Board Imager (Varian) : Contrôles de qualité classés par périodicité

	Q	H	M	T	S	A
Générateur						
Exactitude de la tension appliquée au tube à rayons X						X
Répétabilité de la tension appliquée au tube à rayons X						X
Couche de demi-atténuation						X
Reproductibilité, répétabilité du rayonnement de sortie						X
Linéarité du rayonnement de sortie						X
Géométrie						
Concordance de l'isocentre de traitement avec l'isocentre de l'imagerie embarquée (mode 2D)	X					
Évaluation de la fonction logicielle « recalage automatique » (mode 2D)		X				
Concordance de l'isocentre de traitement avec l'isocentre de l'imagerie embarquée (mode 3D)			X			
Évaluation de la fonction logicielle « recalage automatique » (mode 3D)			X			
Correspondance entre le champ programmé et le champ irradié			X			
Exactitude du positionnement vertical et longitudinal de la source					X	
Exactitude du positionnement vertical, longitudinal et latéral du détecteur					X	
Correspondance entre le pixel central du détecteur et l'isocentre de traitement						X
Qualité image mode 2D						
Homogénéité, rapport signal sur bruit			X			
Résolution à bas contraste			X			
Résolution à haut contraste			X			
Qualité image mode 3D						
Nombre CT de l'eau					X	
Bruit					X	
Uniformité					X	
Épaisseur de coupe					X	
Reproductibilité des nombres UH					X	
Position du fantôme par rapport à la coupe					X	
Déformation et linéarité de l'image					X	
Résolution à haut contraste					X	
Résolution à bas contraste					X	
Géométrie sagittale					X	
Dose						
Mesure du kerma dans l'air (mode 2D)						X
Mesure équivalente au CTDI (mode 3D)						X
Environnement et sécurité						
Portes de la salle de traitement	X					
Indicateurs de présence de faisceau	X					
Dispositifs de commande de l'OBI	X					
Système anti-collision		X				
Matériel annexe			X			

Q : quotidienne ; H : hebdomadaire ; M : mensuelle ; T : trimestrielle ; S : semestrielle ; A : annuelle.

5 Les systèmes périphériques

5.1 Cyberknife (Accuray)

5.1.1 Générateur

Les contrôles sont à effectuer sur les deux tubes à rayons X.

5.1.1.1 Exactitude de la tension appliquée aux tubes à rayons X

Objectif	Vérifier l'exactitude de la tension appliquée aux tubes à rayons X.
Matériel	kVpmètre.
Méthode	Placer le kVpmètre à l'isocentre d'imagerie en orientant le détecteur vers le tube contrôlé (perpendiculaire à l'axe du faisceau) ; Effectuer 1 exposition à kVmin, 100/120kV et kVmax en utilisant les paramètres habituels de mA et de ms (de l'ordre de 100mA et 100ms) ; Relever la tension mesurée.
Tolérance	La valeur mesurée doit correspondre à la valeur affichée +/- 10%. En cas de dépassement de cette tolérance, une remise en conformité dès que possible est nécessaire.
Périodicité	Installation, puis annuelle.

5.1.1.2 Répétabilité de la tension appliquée aux tubes à rayons X

Objectif	Vérifier la répétabilité de la tension appliquée aux tubes à rayons X.
Matériel	kVpmètre.
Méthode	Se placer dans les mêmes conditions que pour le contrôle de l'exactitude de la tension ; Effectuer 5 expositions à la tension la plus représentative (ex : 120kV) ; Relever la tension mesurée.
Tolérance	Les valeurs extrêmes mesurées lors de la série ne doivent pas différer de plus de 5% de la valeur moyenne. En cas de dépassement de cette tolérance, une remise en conformité dès que possible est nécessaire.
Périodicité	Installation, puis annuelle.

5.1.1.3 Couche de demi-atténuation

Objectif	Vérifier la qualité du rayonnement.
Matériel	Dosimètre. Plaques d'aluminium.
Méthode	Placer le capteur du dosimètre à l'isocentre d'imagerie en orientant le détecteur vers le tube contrôlé (perpendiculaire à l'axe du faisceau); La collimation ne pouvant pas être ajustée, les mesures sont réalisées en faisceau large ; Réaliser 2 expositions sans interposer de plaques d'aluminium à 70kV, à $mA_{max}/2$ et 100ms ; Relever les kermas mesurés et calculer leur moyenne ; Recommencer ces mesures en interposant des plaques d'aluminium ; Déduire la CDA.
Tolérance	A 70kV, la CDA doit être supérieure ou égale à 2,3mm d'aluminium. Une CDA inférieure nécessite une remise en conformité dès que possible.
Périodicité	Installation, puis annuelle.

5.1.1.4 Reproductibilité, répétabilité du rayonnement de sortie

Objectif	Vérifier la reproductibilité et de la répétabilité du rayonnement.
Matériel	Dosimètre.
Méthode	Placer le capteur du dosimètre à l'isocentre d'imagerie en orientant le détecteur vers le tube contrôlé (perpendiculaire à l'axe du faisceau) ; <u>Pour la répétabilité du rayonnement de sortie :</u> Réaliser 5 expositions successives à 70kV (ou autre tension plus représentative de l'utilisation de l'installation) et à 40mAs ; Relever les kermas mesurés. <u>Pour la reproductibilité du rayonnement de sortie :</u> Réaliser 5 expositions successives à 70kV (ou à une tension représentative de l'utilisation de l'installation) en reproduisant une charge de 40mAs fixe selon 3 combinaisons « courant-temps » différentes ; les combinaisons doivent couvrir la totalité de la plage utile des mA en respectant le temps minimum imposé par

	<p>le dosimètre ;</p> <p>Relever les kermas mesurés et calculer le rapport kerma/mAs pour chacune des expositions.</p>
Tolérance	<p><i>Pour la répétabilité</i> : les valeurs de kerma mesurées ne doivent pas différer de plus de 10% de la valeur moyenne.</p> <p><i>Pour la reproductibilité</i> : les valeurs des rapports kerma/mAs mesurés ne doivent pas différer de plus de 15% de la valeur moyenne.</p> <p>En cas de dépassement de cette tolérance, une remise en conformité dès que possible est nécessaire.</p>
Périodicité	Installation, puis annuelle.

5.1.1.5 Linéarité du rayonnement de sortie

Objectif	Vérifier la linéarité du rayonnement.
Matériel	Dosimètre.
Méthode	<p>Se placer dans les mêmes conditions que pour le contrôle de la répétabilité et reproductibilité du rayonnement de sortie ;</p> <p>Réaliser 5 expositions successives à 70kV (ou à une tension représentative) à $mA_{max}/2$ avec des mAs proches de 10, 40 et 250 ;</p> <p>Relever les kermas mesurés et calculer le rapport kerma/mAs pour chacune des expositions.</p>
Tolérance	<p>Les valeurs des rapports kerma/mAs déterminées ne doivent pas différer de plus de 15% de la valeur moyenne de l'ensemble des rapports kerma/mAs.</p> <p>La valeur moyenne de l'ensemble des rapports kerma/mAs ne doit pas être inférieure à 65% de la valeur du contrôle initial.</p> <p>En cas de dépassement de cette tolérance, une remise en conformité dès que possible est nécessaire.</p>
Périodicité	Installation, puis annuelle.

5.1.2 Géométrie

5.1.2.1 Vérification de l'isocentre d'imagerie

Objectif	Vérifier la position de l'isocentre d'imagerie.
Matériel	Pige IsoPost (Accuray) possédant une bille (isocrystal) de centrage en son

	extrémité.
Méthode	<p>Visser la pige au sol ;</p> <p>La bille isocrystal est ainsi au centre du système de référence du Cyberknife ;</p> <p>Réaliser une acquisition avec les deux générateurs ;</p> <p>Ajuster le fenêtrage pour repérer la bille et relever les coordonnées du centre de la bille sur les deux images (le centre de la bille doit être au centre de l'image).</p>
Tolérance	<p>La tolérance sur la position de la bille est de ± 1mm sur chaque image.</p> <p>En cas de dépassement de cette tolérance, une remise en conformité dès que possible est nécessaire.</p>
Périodicité	Installation, puis mensuelle.

5.1.3 Qualité image

Les contrôles sont à effectuer sur les deux détecteurs.

5.1.3.1 Homogénéité, rapport signal sur bruit

Objectif	Vérifier l'homogénéité en l'absence d'objet diffusant.
Matériel	Aucun objet entre la source et le détecteur.
Méthode	<p>Acquérir une image ;</p> <p>Analyser visuellement l'image ;</p> <p>Relever la valeur moyenne, l'écart-type et l'écart-type relatif de l'image entière.</p>
Tolérance	L'analyse visuelle et quantitative doit vérifier la stabilité des performances par rapport au contrôle initial.
Périodicité	Installation, puis mensuelle.

5.1.3.2 Résolution à haut contraste

Objectif	Vérifier la résolution à haut contraste du détecteur.
Matériel	Mire de résolution spatiale (ex : TOR 18FG LEEDS).
Méthode	<p>Poser l'objet test sur le détecteur ;</p> <p>Placer une plaque de 1mm de cuivre sur le fantôme ;</p>

	Réaliser des expositions à 70kV (ou autre tension représentative) en utilisant une quantité de mAs représentatifs de la pratique clinique ; Analyser les images.
Tolérance	L'analyse visuelle doit vérifier la stabilité des performances par rapport au contrôle initial.
Périodicité	Installation, puis annuelle.

Remarque : Cette image peut également être utilisée pour vérifier l'absence de déformation géométrique en mesurant par exemple le côté en X et en Y du carré central.

5.1.4 Dose

5.1.4.1 Mesure du kerma dans l'air

Objectif	Vérifier la constance du kerma dans l'air.
Matériel	Dosimètre.
Méthode	Placer le capteur du dosimètre dans l'air à l'isocentre perpendiculairement à l'axe du faisceau en utilisant une potence ; Effectuer l'exposition pour des paramètres habituellement utilisés pour une localisation ; Relever la valeur de kerma dans l'air mesurée ; Répéter la mesure de kerma pour chacune des protocoles utilisés.
Tolérance	La valeur de kerma ne doit pas différer de plus de 10% de la valeur initiale.
Périodicité	Installation, puis annuelle.

5.1.5 Environnement et sécurité

5.1.5.1 Indicateurs de présence de faisceau

Objectif	Vérifier le bon fonctionnement des indicateurs lumineux de présence de faisceau.
Méthode	Lors du déclenchement d'un tir pour l'acquisition d'une radiographie, l'opérateur doit vérifier le fonctionnement des voyants lumineux.
Tolérance	L'opérateur doit s'assurer du fonctionnement des voyants lumineux.
Périodicité	Installation, puis quotidienne.

5.1.5.2 Matériel annexe

Objectif	Vérifier le bon fonctionnement du matériel (espace disque, écrans, ...).
Tolérance	L'opérateur doit s'assurer du fonctionnement des différents équipements.
Périodicité	Installation, puis mensuelle.

5.1.6 Autres contrôles spécifiques au Cyberknife utilisant les imageurs

5.1.6.1 Contrôle AQA (Automatic Quality Assurance)

Objectif	Vérifier la précision géométrique de tir du robot pour chaque type de collimateur.
Matériel	Fantôme AQA comportant une boule en tungstène ; Films radiochromiques insérés dans le fantôme ayant une découpe appropriée ; Scanner de films de type bureautique ; Logiciel d'analyse fourni par Accuray.
Méthode	Disposer le fantôme sur la table (robocouch) ; Réaliser l'alignement du fantôme à l'aide des fiduciaires insérés dans le fantôme (modèle de tracking : fiducial) ; Réaliser les tirs de deux faisceaux (horizontal et orthogonal) avec le type de collimateur testé (fixe ou Iris) ; Analyser les deux films avec le logiciel dédié.
Tolérance	L'erreur relevée entre le centre de l'image sur chaque film et le centre théorique doit être inférieure à 1mm.
Périodicité	Installation, puis quotidienne en alternant le type de collimation (fixe ou IRIS).

Remarque : la réalisation quotidienne de ce test permet également de contrôler la réponse des imageurs avant tout début de traitement.

5.1.6.2 Contrôle E2E (End To End)

Objectif	Vérifier la précision géométrique de tir du robot pour les différents modes de tracking et pour chaque type de collimateur.
Matériel	Fantôme anthropomorphe, fantôme XSight lung, fantômes Ball Cube et Mini Ball Cube (tous fournis par Accuray) ; Simulateur de Synchrony (robot simulant un cycle respiratoire fourni par Accuray) ;

	<p>Scanner de films de type bureautique ;</p> <p>Films radiochromiques insérés dans le fantôme (soit Ball Cube ou Mini Ball Cube selon le modèle de tracking testé) ayant une découpe appropriée ;</p> <p>Logiciel d'analyse fourni par Accuray.</p>
Méthode	<p>Disposer le fantôme sur la table (robocouch) ;</p> <p>Réaliser l'alignement du fantôme à l'aide du modèle de tracking (fiducial, 6D skull, XSight spine, synchrony ou XSight lung synchrony) ;</p> <p>Réaliser les tirs des faisceaux (identiques à une séance de traitement) avec le type de collimateur testé (fixe ou Iris) ;</p> <p>Analyser les deux films avec le logiciel dédié.</p>
Tolérance	L'erreur relevée entre l'isocentre de l'isodose d'analyse (ex. 70%) et le centre théorique doit être inférieure à 0,95mm pour des cibles fixes et 1,5mm pour des cibles mobiles.
Périodicité	Installation, puis mensuelle en alternant le type de tracking et le type de collimation (fixe ou IRIS).

5.1.7 Cyberknife (Accuray) : Contrôles de qualité classés par périodicité

	Q	H	M	T	S	A
Générateur						
Exactitude de la tension appliquée au tube à rayons X						X
Répétabilité de la tension appliquée au tube à rayons X						X
Couche de demi-atténuation						X
Reproductibilité, répétabilité du rayonnement de sortie						X
Linéarité du rayonnement de sortie						X
Géométrie						
Vérification de l'isocentre d'imagerie			X			
Qualité image mode 2D						
Homogénéité, rapport signal sur bruit			X			
Résolution à haut contraste						X
Dose						
Mesure du kerma dans l'air						X
Environnement et sécurité						
Indicateurs de présence de faisceau	X					
Matériel annexe			X			
Autres						
AQA	X					
E2E			X			

Q : quotidienne ; H : hebdomadaire ; M : mensuelle ; T : trimestrielle ; S : semestrielle ; A : annuelle.

5.2 ExacTrac (BrainLAB)

5.2.1 Générateur

Les contrôles sont à effectuer sur les deux tubes à rayons X.

5.2.1.1 Exactitude de la tension appliquée aux tubes à rayons X

Objectif	Vérifier l'exactitude de la tension appliquée aux tubes à rayons X.
Matériel	kVpmètre.
Méthode	Placer le kVpmètre à l'isocentre (ou si possible selon l'équipement attaché sur le détecteur pour placer le kVpmètre perpendiculaire à l'axe du faisceau) ; Effectuer 1 exposition à 70kV, 100kV et 120kV en utilisant les paramètres habituels de mA et de ms (de l'ordre de 100mA et 100ms) ; Relever la tension mesurée.
Tolérance	La valeur mesurée doit correspondre à la valeur affichée +/- 10%. En cas de dépassement de cette tolérance, une remise en conformité dès que possible est nécessaire.
Périodicité	Installation, puis annuelle.

5.2.1.2 Répétabilité de la tension appliquée aux tubes à rayons X

Objectif	Vérifier la répétabilité de la tension appliquée aux tubes à rayons X.
Matériel	kVpmètre.
Méthode	Se placer dans les mêmes conditions que pour le contrôle de l'exactitude de la tension ; Effectuer 5 expositions à 70kV, 100kV et 120kV ; Relever la tension mesurée.
Tolérance	Les valeurs extrêmes mesurées lors de la série ne doivent pas différer de plus de 5% de la valeur moyenne. En cas de dépassement de cette tolérance, une remise en conformité dès que possible est nécessaire.
Périodicité	Installation, puis annuelle.

5.2.1.3 Couche de demi-atténuation

Objectif	Vérifier la qualité du rayonnement.
----------	-------------------------------------

Matériel	Dosimètre. Plaques d'aluminium.
Méthode	Placer le capteur du dosimètre à l'isocentre (le montage expérimental pour être perpendiculaire à l'axe du faisceau est complexe et non nécessaire) ; La collimation ne pouvant pas être ajustée, les mesures sont réalisées en faisceau large ; Réaliser 2 expositions sans interposer de plaques d'aluminium à 70kV, 80mA et 100ms ; Relever les kermas mesurés et calculer leur moyenne ; Recommencer ces mesures en interposant des plaques d'aluminium ; Dédire la CDA.
Tolérance	A 70kV, la CDA doit être supérieure ou égale à 2,3mm d'aluminium. Une CDA inférieure nécessite une remise en conformité dès que possible.
Périodicité	Installation, puis annuelle.

5.2.1.4 Reproductibilité, répétabilité du rayonnement de sortie

Objectif	Vérifier la reproductibilité et de la répétabilité du rayonnement.
Matériel	Dosimètre.
Méthode	Placer le capteur du dosimètre à l'isocentre ; <u>Pour la répétabilité du rayonnement de sortie :</u> Réaliser 5 expositions successives à 70kV (ou autre tension plus représentative de l'utilisation de l'installation) et à 40mAs ; Relever les kermas mesurés. <u>Pour la reproductibilité du rayonnement de sortie :</u> Réaliser 5 expositions successives à 70kV (ou à une tension représentative de l'utilisation de l'installation) en reproduisant une charge de 40mAs fixe selon 3 combinaisons « courant-temps » différentes ; les combinaisons doivent couvrir la totalité de la plage utile des mA en respectant le temps minimum imposé par le dosimètre ; Relever les kermas mesurés et calculer le rapport kerma/mAs pour chacune des

	expositions.
Tolérance	<p><u>Pour la répétabilité</u> : les valeurs de kerma mesurées ne doivent pas différer de plus de 10% de la valeur moyenne.</p> <p><u>Pour la reproductibilité</u> : les valeurs des rapports kerma/mAs mesurés ne doivent pas différer de plus de 15% de la valeur moyenne.</p> <p>En cas de dépassement de cette tolérance, une remise en conformité dès que possible est nécessaire.</p>
Périodicité	Installation, puis annuelle.

5.2.1.5 Linéarité du rayonnement de sortie

Objectif	Vérifier la linéarité du rayonnement.
Matériel	Dosimètre.
Méthode	<p>Se placer dans les mêmes conditions que pour le contrôle de la répétabilité et reproductibilité du rayonnement de sortie ;</p> <p>Réaliser 5 expositions successives à 70kV (ou à une tension représentative de l'utilisation de l'installation) pour 3 combinaisons « courant-temps » différentes couvrant la totalité de la plage utile des mAs ;</p> <p>Relever les kermas mesurés et calculer le rapport kerma/mAs pour chacune des expositions.</p>
Tolérance	<p>Les valeurs des rapports kerma/mAs déterminées pour chaque combinaison « courant-temps » ne doivent pas différer de plus de 15% de la valeur moyenne de l'ensemble des rapports kerma/mAs.</p> <p>La valeur moyenne de l'ensemble des rapports kerma/mAs ne doit pas être inférieure à 65% de la valeur du contrôle initial.</p> <p>En cas de dépassement de cette tolérance, une remise en conformité dès que possible est nécessaire.</p>
Périodicité	Installation, puis annuelle.

5.2.2 Géométrie

5.2.2.1 Isocentre avec le système infrarouge

Objectif	Vérifier la position de l'isocentre avec le système infrarouge.
Matériel	Fantôme BrainLAB dédié.

Méthode	<p>Poser l'objet test sur le plateau de table en veillant à ce que les 5 marqueurs réfléchissants soient détectés et visibles par les caméras infrarouges ;</p> <p>Choisir le module Calibration, Move Isocenter Phantom to Current Isocenter et suivre les instructions ;</p> <p>Selon le système, automatique ou manuel, corriger la position de l'objet test ;</p> <p>Vérifier que l'objet test est bien positionné à l'isocentre.</p>
Tolérance	<p>La tolérance sur la position de l'objet test est de 1mm.</p> <p>En cas de dépassement de cette tolérance, une remise en conformité dès que possible est nécessaire.</p>
Périodicité	Installation, puis quotidienne.

5.2.2.2 Isocentre avec le système radiographique

Objectif	Vérifier la position de l'isocentre avec le système radiographique.
Matériel	Fantôme BrainLAB dédié.
Méthode	<p>Poser l'objet test sur le plateau de table en veillant à ce que les 5 marqueurs réfléchissants soient détectés et visibles par les caméras infrarouges ;</p> <p>Manuellement ou à l'aide du système infrarouge, aligner l'objet test à l'isocentre ;</p> <p>Choisir le module Calibration, Verify X-Ray Calibration et suivre les instructions ;</p> <p>Sur le pupitre de commande, sélectionner des paramètres de faible acquisition (exemple : 50kV ; 50mA ; 50ms) ;</p> <p>Appuyer sur la gâchette de déclenchement des rayons X afin d'acquérir et d'afficher une première radiographie ;</p> <p>Continuer la procédure pour acquérir la deuxième radiographie ;</p> <p>Cliquer sur Automatic pour fusionner les images en mode Bony.</p>
Tolérance	<p>La tolérance sur la position de l'objet test est de 1mm/1° selon le degré de liberté.</p> <p>En cas de dépassement de cette tolérance, une remise en conformité dès que possible est nécessaire.</p>
Périodicité	Installation, puis quotidienne.

5.2.2.3 Concordance de l'isocentre de traitement avec l'isocentre d'imagerie

Objectif	Vérifier la concordance des isocentres de traitement et d'imagerie.
Matériel	Fantôme BrainLAB Winston-Lutz.
Méthode	Aligner le dispositif utilisé pour le contrôle du Winston-Lutz avec les lasers de positionnement ; Choisir le module Calibration, Detect Winston-Lutz Pointer, et suivre les instructions ; Acquérir une radiographie à partir de chaque tube ; Si la bille en tungstène n'est pas automatiquement repérée par une croix sur les radiographies, cliquer sur Search ; Ajuster l'agrandissement des images pour visualiser les écarts entre la position théorique et la position détectée ; Afficher l'écran de résultat pour quantifier cet écart.
Tolérance	La tolérance sur le décalage proposé est de 0,7mm. En cas de dépassement de cette tolérance, une remise en conformité dès que possible est nécessaire.
Périodicité	Installation, puis hebdomadaire.

Remarque : Ce test peut être réalisé avec d'autres objets tests contenant une bille positionnée à l'isocentre (exemple : fantôme type Marker Block Varian) en mode clinique.

5.2.2.4 Indications de rotation du système Robotics

Objectif	Vérifier la précision des indications de rotation du système Robotics.
Matériel	Niveau à bulle de précision avec affichage digital de l'angle.
Méthode	Utiliser le module Manual Tilt, fonction Align Angle ; Mesurer les angles du plateau de table.
Tolérance	La tolérance sur le décalage proposé est de 0,2°. En cas de dépassement de cette tolérance, une remise en conformité dès que possible est nécessaire.
Périodicité	Installation, puis mensuelle.

5.2.3 Qualité image

Les contrôles sont à effectuer sur les deux détecteurs.

5.2.3.1 Homogénéité, rapport signal sur bruit

Objectif	Vérifier l'homogénéité en l'absence d'objet diffusant.
Matériel	Aucun objet entre la source et le détecteur.
Méthode	Acquérir une image ; Analyser visuellement l'image ; Relever la valeur moyenne, l'écart-type et l'écart-type relatif de l'image entière.
Tolérance	L'analyse visuelle et quantitative doit vérifier la stabilité des performances par rapport au contrôle initial.
Périodicité	Installation, puis mensuelle.

5.2.3.2 Résolution à haut contraste

Objectif	Vérifier la résolution à haut contraste du détecteur.
Matériel	Mire de résolution spatiale (ex : TOR 18FG LEEDS).
Méthode	Attacher l'objet test sur le détecteur ; Placer une plaque de 1mm de cuivre sur le fantôme ; Réaliser des expositions à 70kV, 100kV et 120kV en utilisant une quantité de mAs représentatifs de la pratique clinique ; Analyser les images.
Tolérance	L'analyse visuelle doit vérifier la stabilité des performances par rapport au contrôle initial.
Périodicité	Installation, puis annuelle.

Remarque : Cette image peut également être utilisée pour vérifier l'absence de déformation géométrique en mesurant par exemple le côté en X et en Y du carré central.

5.2.4 Dose

5.2.4.1 Mesure du kerma dans l'air

Objectif	Vérifier la constance du kerma dans l'air.
Matériel	Dosimètre.

Méthode	Placer le capteur du dosimètre dans l'air à l'isocentre perpendiculairement à l'axe du faisceau en utilisant une potence ; Effectuer l'exposition pour des paramètres habituellement utilisés pour une localisation ; Relever la valeur de kerma dans l'air mesurée ; Répéter la mesure de kerma pour chacune des anatomies programmées.
Tolérance	La valeur de kerma ne doit pas différer de plus de 10% de la valeur initiale.
Périodicité	Installation, puis annuelle.

5.2.5 Environnement et sécurité

5.2.5.1 Portes de la salle de traitement

Objectif	Vérifier qu'il est impossible de réaliser une irradiation de basse énergie kV lorsqu'une porte de la salle de traitement est ouverte.
Méthode	Réaliser l'acquisition d'une radiographie (mode clinique) avec une porte ouverte.
Tolérance	La production de rayons X doit être impossible avec une porte de la salle de traitement ouverte.
Périodicité	Installation, puis quotidienne.

5.2.5.2 Indicateurs de présence de faisceau

Objectif	Vérifier le bon fonctionnement des indicateurs lumineux et sonore de présence de faisceau.
Méthode	Lors du déclenchement d'un tir pour l'acquisition d'une radiographie, l'opérateur doit vérifier le fonctionnement des voyants lumineux et du signal sonore.
Tolérance	L'opérateur doit s'assurer du fonctionnement des voyants lumineux et de l'indicateur sonore.
Périodicité	Installation, puis quotidienne.

5.2.5.3 Arrêt d'urgence

Objectif	Vérifier qu'il est impossible de réaliser une irradiation de basse énergie kV lorsque l'arrêt d'urgence est enclenché.
----------	--

Tolérance	La production de rayons X doit être impossible avec le bouton d'arrêt d'urgence enclenché.
Périodicité	Installation, puis quotidienne.

5.2.5.4 Matériel annexe

Objectif	Vérifier le bon fonctionnement du matériel (espace disque, écrans, ...).
Tolérance	L'opérateur doit s'assurer du fonctionnement des différents équipements.
Périodicité	Installation, puis mensuelle.

5.2.6 Module Gating

5.2.6.1 Positionnement en mode Gating

Objectif	Vérifier le positionnement en mode Gating.
Matériel	Fantôme ET gating (BrainLAB) comportant une bille en tungstène de diamètre 5mm matérialisant le O scanner et l'isocentre, un marqueur interne long (longueur > 5mm) ainsi que des repères externes permettant un alignement correct identique à celui choisi lors du scanner ; Logiciel « Phantom Controller » (Brainlab), signal $y = (1 - \cos x)^2$, période : 6ms.
Méthode	Ajuster la rotation du socle de la table : Couch rotation = 0,0° ; Positionner l'étoile de référence (repérant la position initiale de la table) sur la table de traitement ; Positionner et aligner le fantôme sur la table de traitement ; Décaler volontairement le fantôme dans chacune des directions ; Programmer le mouvement du fantôme ; Construire la courbe de respiration et repérage du niveau de référence (choisir 10% de l'amplitude du signal) ; Acquérir une paire d'images pour ce niveau de référence ; Repérer les extrémités du marqueur interne sur chaque image ; Effectuer un recalage automatique en mode Implants (Fusion Limit = 50mm) ; Relever les décalages en translation obtenus ; La distance entre l'isocentre du scanner et l'isocentre Exactrac en mode gating doit être inférieure à 1,5mm dans les 3 directions (verticale, horizontale et

	latérale) ; Effectuer le positionnement automatique de la table ; Fermer le dossier patient (impératif pour que la table soit réinitialisée) ; Vérifier le nouveau centrage du fantôme en salle de traitement ; Pour ce nouveau centrage après un décalage important, vérifier à nouveau le positionnement (cette fois, sans fermer le dossier du patient) (cette fois, « Fusion Limit » = 5mm) ; Relever les décalages en translation obtenus.
Tolérance	La distance entre l'isocentre du scanner et l'isocentre Exactrac doit être inférieure à 1mm dans les 3 directions (verticale, horizontale et latérale).
Périodicité	Installation, puis mensuelle.

5.2.7 ExacTrac (BrainLAB) : Contrôles de qualité classés par périodicité

	Q	H	M	T	S	A
Générateur						
Exactitude de la tension appliquée au tube à rayons X						X
Répétabilité de la tension appliquée au tube à rayons X						X
Couche de demi-atténuation						X
Reproductibilité, répétabilité du rayonnement de sortie						X
Linéarité du rayonnement de sortie						X
Géométrie						
Isocentre avec le système infrarouge	X					
Isocentre avec le système radiographique	X					
Concordance de l'isocentre de traitement avec l'isocentre de l'imagerie		X				
Indications de rotation du système Robotics			X			
Qualité image mode 2D						
Homogénéité, rapport signal sur bruit			X			
Résolution à haut contraste						X
Dose						
Mesure du kerma dans l'air						X
Environnement et sécurité						
Portes de la salle de traitement	X					
Indicateurs de présence de faisceau	X					
Arrêt d'urgence	X					
Matériel annexe			X			
Module Gating						
Positionnement en mode Gating			X			

Q : quotidienne ; H : hebdomadaire ; M : mensuelle ; T : trimestrielle ; S : semestrielle ; A : annuelle.

6 Les systèmes MV

6.1 Système MVCT : Tomotherapy (Accuray/Tomotherapy)

6.1.1 Générateur

Les tests liés au générateur sont inclus dans les contrôles de la machine et ne sont pas spécifiques au dispositif d'imagerie.

6.1.2 Géométrie

Les tests liés à la géométrie sont inclus dans les contrôles de la machine et ne sont pas spécifiques au dispositif d'imagerie.

6.1.3 Qualité image

6.1.3.1 Bruit

Objectif	Vérifier le bruit dans les images.
Matériel	Fantôme eau-équivalent (par exemple fantôme Cheese).
Méthode	Placer le fantôme sur le plateau de table ; Réaliser une acquisition ; Analyser l'écart-type des nombres UH d'une région d'intérêt d'une zone homogène (ou utiliser le formalisme du TG148).
Tolérance	Selon la méthodologie, la valeur de référence peut changer. Il s'agit cependant d'une mesure de constance qui doit être en accord avec le contrôle initial. En cas de valeur plus élevée, une remise en conformité est nécessaire.
Périodicité	Installation, puis mensuelle.

6.1.3.2 Homogénéité

Objectif	Vérifier l'homogénéité dans les images.
Matériel	Fantôme eau-équivalent (par exemple fantôme Cheese).
Méthode	Placer le fantôme sur le plateau de table ; Réaliser une acquisition ; Analyser la valeur des nombres UH de régions d'intérêt situées au centre et en

	périphérie d'une zone homogène (ou utiliser le formalisme du TG148) ; Relever la plus grande différence entre les valeurs périphériques et la valeur centrale.
Tolérance	La différence doit être inférieure à 25UH, notamment si les images sont utilisées pour le calcul de la dose. En cas de valeur plus élevée, une remise en conformité est nécessaire.
Périodicité	Installation, puis mensuelle.

6.1.3.3 Résolution spatiale à haut contraste

Objectif	Vérifier la résolution spatiale à haut contraste du système.
Matériel	Objet test adapté (par exemple fantôme Cheese et insert dédié).
Méthode	Placer le fantôme sur le plateau de table ; Réaliser une acquisition ; Analyser visuellement l'objet test ; Relever la dimension du plus petit objet visible.
Tolérance	La résolution spatiale doit être meilleure que 1,6mm. En cas de valeur plus élevée, une remise en conformité est nécessaire.
Périodicité	Installation, puis mensuelle.

6.1.3.4 Contraste

Objectif	Vérifier le contraste du système.
Matériel	Objet test adapté (par exemple fantôme Cheese et inserts dédiés).
Méthode	Placer le fantôme sur le plateau de table ; Réaliser une acquisition ; Analyser visuellement l'objet test.
Tolérance	L'analyse visuelle doit permettre de détecter une perte significative de contraste. En cas de dégradation, une remise en conformité est nécessaire.
Périodicité	Installation, puis mensuelle.

6.1.3.5 Calibration des nombres CT (si utilisation des images MVCT pour le calcul de dose)

Objectif	Vérifier la calibration des nombres CT sur les images.
Matériel	Objet test adapté (par exemple fantôme Cheese et inserts dédiés couvrant la gamme de densités cliniques).
Méthode	Placer le fantôme sur le plateau de table ; Réaliser une acquisition ; Relever la moyenne des UH dans des régions d'intérêt centrées sur les différents inserts.
Tolérance	L'écart doit être inférieur à 30UH dans les densités proches de l'eau et inférieur à 50UH dans les faibles et hautes densités. En cas de dégradation, une remise en conformité est nécessaire.
Périodicité	Installation, puis mensuelle.

6.1.4 Dose

6.1.4.1 Constance de la dose lors d'une acquisition MVCT

Objectif	Vérifier la constance de la dose délivrée par le système lors d'une acquisition.
Matériel	Fantôme Cheese et chambre d'ionisation.
Méthode	Placer le fantôme sur le plateau de table ; Insérer une chambre d'ionisation dans un trou prévu à cet effet (par exemple le trou central) ; Réaliser une acquisition couvrant l'ensemble du fantôme en mode normal ; Relever la dose mesurée ; Eventuellement répéter pour les deux autres modes d'acquisition disponibles (fine, coarse).
Tolérance	La dose doit être comprise entre 1 et 3cGy. En cas de valeur plus élevée, une remise en conformité est nécessaire.
Périodicité	Installation, puis trimestrielle.

6.1.5 Environnement et sécurité

Les tests liés à l'environnement et à la sécurité sont inclus dans les contrôles de la machine et ne sont pas spécifiques au dispositif d'imagerie.

6.1.6 MVCT (Tomotherapy/Accuray) : Contrôles de qualité classés par périodicité

	Q	H	M	T	S	A
Qualité image mode 3D						
Bruit			X			
Homogénéité			X			
Résolution spatiale à haut contraste			X			
Contraste			X			
Calibration des nombres CT			X			
Dose						
Constance de la dose lors d'une acquisition MVCT				X		

Q : quotidienne ; H : hebdomadaire ; M : mensuelle ; T : trimestrielle ; S : semestrielle ; A : annuelle.

6.2 Système MVBCT : Siemens MVBCT

Le dispositif d'imagerie portale n'est pas décrit en tant que détecteur 2D car il est soumis à un contrôle réglementaire.

6.2.1 Générateur

Les tests liés au générateur sont inclus dans les contrôles de la machine et ne sont pas spécifiques au dispositif d'imagerie.

6.2.2 Géométrie

6.2.2.1 Concordance de l'isocentre de traitement et de l'isocentre MVBCT

Objectif	Vérifier la concordance des isocentres de traitement et d'imagerie MVBCT.
Matériel	Objet test adapté (par exemple fantôme George de Siemens).
Méthode	Placer le fantôme sur le plateau de table ; Réaliser une acquisition ; Analyser l'image avec le logiciel Calib QA.
Tolérance	Le test réussit ou échoue. En cas d'échec, une remise en conformité par le constructeur est nécessaire.
Périodicité	Installation, puis semestrielle.

6.2.3 Qualité image

6.2.3.1 Bruit

Objectif	Vérifier le bruit dans les images.
Matériel	Fantôme cylindrique Emma (Siemens).
Méthode	Placer le fantôme sur le plateau de table ; Réaliser une acquisition ; Analyser l'écart-type des nombres UH d'une région d'intérêt d'une zone homogène (fantôme Emma section 1).
Tolérance	Selon la méthodologie, la valeur de référence peut changer. Il s'agit cependant d'une mesure de constance qui doit être en accord avec le contrôle initial. En cas de valeur plus élevée, une remise en conformité est nécessaire.
Périodicité	Installation, puis semestrielle.

6.2.3.2 Homogénéité

Objectif	Vérifier l'homogénéité dans les images.
Matériel	Fantôme cylindrique Emma (Siemens).
Méthode	Placer le fantôme sur le plateau de table ; Réaliser une acquisition ; Analyser la valeur des nombres UH de régions d'intérêt situées au centre et en périphérie d'une zone homogène (fantôme Emma section 1) ; Relever la plus grande différence entre les valeurs périphériques et la valeur centrale.
Tolérance	La différence doit être inférieure à 20UH, notamment si les images sont utilisées pour le calcul de la dose. En cas de valeur plus élevée, une remise en conformité est nécessaire.
Périodicité	Installation, puis semestrielle.

6.2.3.3 Résolution spatiale

Objectif	Vérifier la résolution spatiale du système.
Matériel	Fantôme cylindrique Emma (Siemens).
Méthode	Placer le fantôme sur le plateau de table ; Réaliser une acquisition ; Analyser visuellement l'objet test.
Tolérance	La résolution spatiale doit être au moins égale à 0,3lp/mm. En cas de valeur plus élevée, une remise en conformité est nécessaire.
Périodicité	Installation, puis semestrielle.

6.2.3.4 Détectabilité à bas contraste et à haut contraste

Objectif	Vérifier la détectabilité à bas contraste et à haut contraste.
Matériel	Fantôme cylindrique Emma (Siemens).
Méthode	Placer le fantôme sur le plateau de table ; Réaliser une acquisition ;

	<p><u>Pour la section « Foot » :</u></p> <p>Analyser visuellement la section « Foot » du fantôme Emma.</p> <p><u>Pour la section « Head » :</u></p> <p>Analyser visuellement la section « Head » du fantôme Emma.</p>
Tolérance	<p><u>Pour la section « Foot » :</u> 5 cercles doivent être visibles pour les parties 1 et 2, au moins 4 cercles doivent être visibles pour les parties 3 et 4.</p> <p><u>Pour la section « Head » :</u> au moins 2 cercles doivent être visibles pour la partie 1, au moins 1 cercle doit être visible pour la partie 2.</p>
Périodicité	Installation, puis semestrielle.

6.2.3.5 Calibration des nombres CT (si utilisation des images MVCBCT pour le calcul de dose)

Objectif	Vérifier la calibration des nombres CT sur les images.
Matériel	Objet test adapté (par exemple CIRS 062).
Méthode	<p>Placer le fantôme sur le plateau de table ;</p> <p>Réaliser une acquisition ;</p> <p>Relever la moyenne des UH dans des régions d'intérêt centrées sur les différents inserts.</p>
Tolérance	L'écart doit être inférieur à 30UH dans les densités proches de l'eau et inférieur à 50UH dans les faibles et hautes densités. En cas de dégradation, une remise en conformité est nécessaire.
Périodicité	Installation, puis semestrielle.

6.2.4 Dose

6.2.4.1 Constance de la dose à faible débit

Objectif	Vérifier la constance de la dose à faible débit.
Matériel	Objet test et chambre d'ionisation adaptés.
Méthode	<p>Placer la chambre d'ionisation dans l'insert approprié ;</p> <p>Réaliser des expositions sans modifier le dispositif (répétabilité) et en remplaçant la chambre d'ionisation (reproductibilité) ;</p> <p>Relever les doses mesurées.</p>

Tolérance	Les doses mesurées ne doivent pas varier de plus de 2% par rapport à la valeur de référence. En cas de dépassement de cette tolérance, une remise en conformité dès que possible est nécessaire.
Périodicité	Installation, puis hebdomadaire.

6.2.5 Environnement et sécurité

Les tests liés à l'environnement et à la sécurité sont inclus dans les contrôles de la machine et ne sont pas spécifiques au dispositif d'imagerie.

6.2.6 MVCBCT (Siemens) : Contrôles de qualité classés par périodicité

	Q	H	M	T	S	A
Géométrie						
Concordance de l'isocentre de traitement avec l'isocentre MVCBCT					X	
Qualité image						
Bruit					X	
Homogénéité					X	
Résolution spatiale					X	
Détectabilité à bas contraste et à haut contraste					X	
Calibration des nombres CT					X	
Dose						
Constance de la dose à faible débit		X				

Q : quotidienne ; H : hebdomadaire ; M : mensuelle ; T : trimestrielle ; S : semestrielle ; A : annuelle.

Conclusion

Lors des traitements de radiothérapie moderne, des techniques telles que la modulation d'intensité ou les irradiations en conditions stéréotaxiques, peuvent conduire à des gradients de dose importants, ce qui impose une grande précision de repositionnement pour les séances quotidiennes par rapport à l'imagerie tomodensitométrique de référence. Ce besoin de précision impose, d'une part, une réflexion sur les accessoires de contention utilisés lors de la préparation et la délivrance du traitement et, d'autre part, une réflexion sur les dispositifs matériels et logiciels utilisés pour contrôler la position du patient, voire pour contrôler la forme et la position des organes à chaque séance. Les industriels proposent aujourd'hui une gamme très vaste de systèmes de repositionnement, couplés à l'appareil de traitement ou indépendants. A ce jour, bien que ces équipements ne soient pas soumis à des contrôles réglementaires, il apparaît indispensable de suivre attentivement leurs performances pour garantir leur bon fonctionnement. Ce rapport s'inscrit dans ce cadre et propose un programme de contrôle de qualité par équipement basé sur les recommandations internationales et l'expérience d'utilisateurs. Chacun pourra s'approprier ces contrôles en fonction des différents matériels dont il dispose afin de s'assurer de la constance des performances des dispositifs en service dans son établissement.

7 Bibliographie

- [1] Murphy MJ, Balter J, Balter S, BenComo JA Jr, Das IJ, Jiang SB, Ma CM, Olivera GH, Rodebaugh RF, Ruchala KJ, Shirato H, Yin FF. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: report of the AAPM Task Group 75. *Med Phys*, 2007;34:4041-63.
- [2] Delpon G, Llagostera C, Le Blanc M, Rio E, Supiot S, Mahé MA and al. Use of IGRT for prostate cancers (OBI-CBCT Varian, ExacTrac BrainLAB and MVCT TomoTherapy). *Cancer Radiother*, 2009;13:399-407.
- [3] Pommier P, Gassa F, Lafay F, Claude L. Image guided radiotherapy with the Cone Beam CT kV (Elekta): experience of the Léon Bérard centre. *Cancer Radiother*, 2009;13:384-90.
- [4] de Crevoisier R, Garcia R, Louvel G, Marguet M, Lafond C, Bodez V. Radiothérapie guidée par la tomographie conique (cone beam computed tomography) : mise en œuvre et applications cliniques. *Cancer Radiother*, 2009;13:482-9.
- [5] Meyer JL, Sharpe M, Brock K, Deasy J, Craig, Moseley D and al. Advanced technologies in the radiotherapy clinic: system fundamentals. *Front Radiat Ther Oncol*, 2011;43:29-59.
- [6] De Crevoisier R, Lagrange J-L, Messai T, M'Barek B, Lefkopoulos D. Prostate localization systems for prostate radiotherapy. *Cancer Radiother*, 2006;10:394-401.
- [7] Cazoulat G, Lesaunier M, Simon A, Haigron P, Acosta O, Louvel G, and al. From image-guided radiotherapy to dose-guided radiotherapy. *Cancer Radiother*, 2011;15:691-8.
- [8] Yin FF, Wong J, Balter J, Benedict S, Bissonnette JP, Craig T, Dong L, Jaffray D, Jiang S, Kim S, Ma CMC, Murphy M, Munro P, Solberg T, Wu QJ. The role of in-room kV X-ray imaging for patient setup and target localization. Report of Task Group 104 of the Therapy Imaging Committee American Association of Physicists in Medicine, 2009.
- [9] McBain CA, Henry AM, Sykes J, Amer A, Marchant T, Moore CM, Davies J, Stratford J, McCarthy C, Porritt B, Williams P, Khoo VS, Price P. X-ray volumetric imaging in image-guided radiotherapy: The new standard in on-treatment imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2006;64:625-34.
- [10] Lehmann J, Perks J, Semon S, Harse R, Purdy JA. Commissioning experience with cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *J Appl Clin Med Phys*, 2007;8:2354.
- [11] Islam MK, Purdie TG, Norrlinger BD, Alasti H, Moseley DJ, Sharpe MB, Siewerdsen JH, Jaffray DA. Patient dose from kilovoltage cone beam computed tomography imaging in radiation therapy. *Med Phys*, 2006;33:1573-82.
- [12] Sorcini B, Tilikidis A. Clinical application of image-guided radiotherapy, IGRT (on the Varian OBI platform). *Cancer Radiother*. 2006;10:252-7.

- [13] Marguet M, Bodez V. Quality control of a kV cone beam computed tomography imaging system. *Cancer Radiother*, 2009;13:345-52.
- [14] Yoo S, Kim GY, Hammoud R, Elder E, Pawlicki T, Guan H, Fox T, Luxton G, Yin FF, Munro P. A quality assurance program for the on-board imagers. *Med Phys*, 2006;33:4431-47.
- [15] Schewe JE, Lam KL, Balter JM, Ten Haken RK. A room-based diagnostic imaging system for measurement of patient setup, *Med Phys*, 1998;25:2385-7.
- [16] Shirato H, Shimizu S, Kunieda T, Kitamura K, van Herk M, Kagei K, Nishioka T, Hashimoto S, Fujita K, Aoyama H, Tsuchiya K, Kudo K, Miyasaka K. Physical aspects of a real-time tumor-tracking system for gated radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2000;48:1187-95.
- [17] Bondiau PY, Bénézy K, Beckendorf V, Peiffert D, Gérard JP, Mirabel X, Noël A, Marchesi V, Lacornerie T, Dubus F, Sarrazin T, Herault J, Marcié S, Angellier G, Lartigau E. CyberKnife robotic stereotactic radiotherapy: technical aspects and medical indications. *Cancer Radiother*, 2007;11:338-44.
- [18] Ozhasoglu C, Saw CB, Chen H, Burton S, Komanduri K, Yue NJ, Huq SM, Heron DE. Synchrony--cyberknife respiratory compensation technology. *Med Dosim*, 2008;33:117-23.
- [19] Kilby W., Dooley JR., Kuduvali G., Sayeh S., Maurer CR. The CyberKnife® Robotic Radiosurgery System in 2010. *Technol Cancer Res Treat*, 2010;9:433-52.
- [20] Antypas C and Pantelis E. Performance evaluation of a CyberKnife® G4 image-guided robotic stereotactic radiosurgery system. *Phys Med Biol*, 2008;53:4697-718.
- [21] Dieterich S, Cavedon C., Chuang CF., Chohen AB., Garrett JA., Lee CL., Lowenstein JR., d'Souza MF., Taylor DD., Wu X., Yu C. Report of AAPM TG 135 : Quality assurance for robotic radiosurgery. *Med Phys*, 2011;38:2914-36.
- [22] Jin JY, Yin FF, Tenn SE, Medin PM, Solberg TD. Use of the BrainLAB ExacTrac X-Ray 6D system in image-guided radiotherapy. *Med Dosim*, 2008;33:124-34.
- [23] Gevaert T, Verellen D, Tournel K, Linthout N, Bral S, Engels B, Collen C, Depuydt T, Duchateau M, Reynders T, Storme G, De Ridder M. Setup accuracy of the Novalis ExacTrac 6DOF system for frameless radiosurgery. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2012;82:1627-35.
- [24] Langen KM, Papanikolaou N, Balog J, Crilly R, Followill D, Goddu SM, Grant W 3rd, Olivera G, Ramsey CR, Shi C; AAPM Task Group 148. QA for helical tomotherapy: report of the AAPM Task Group 148. *Med Phys*, 2010;37:4817-53.
- [25] Mackie TR, Holmes T, Swerdloff S, Reckwerdt P, Deasy JO, Yang J, Paliwal B, Kinsella T. Tomotherapy: a new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy. *Med Phys*, 1993;20:1709-19.
- [26] Tomsej M. The TomoTherapy Hi.Art System for sophisticated IMRT and IGRT with helical delivery: Recent developments and clinical applications. *Cancer Radiother*, 2006;10:288-95.

[27] Kantor G, Mahé MA, Giraud P; et les contributeurs des protocoles, Alapetite C, Durdux C, Fourquet A, Gardner M, Le Prisé E, Maire JP, Richaud P, Vendrely V, Caron J, Dejean C, Lisbona A, Munos C, Zefkili S, Mazal A. French national evaluation for helicoidal tomotherapy: description of indications, dose constraints and set-up margins. *Cancer Radiother*, 2007;11:331-7.

[28] Isambert A, Ferreira IH, Bossi A, Beaudré A, Nicula LE, Lefkopoulos D. Dose delivered to the patient by megavoltage cone beam computed tomography imaging. *Cancer Radiother*, 2009;13:358-64.

[29] Morin O, Aubry JF, Aubin M, Chen J, Descovich M, Hashemi AB, Pouliot J. Physical performance and image optimization of megavoltage cone-beam CT. *Med Phys*, 2009;36:1421-32.

[30] Bissonnette JP, Balter PA, Dong L, Langen KM, Lovelock DM, Miften M, Moseley DJ, Pouliot J, Sonke JJ, Yoo S. Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: a report of the AAPM TG-179. *Med Phys*, 2012;39:1946-63.