

Contrôle de qualité d'une installation de Simulation Virtuelle

RAPPORT SFPM N°25 Août 2009

Société Française de Physique Médicale. Institut Curie – 26 rue d'Ulm 75248 Paris cedex 05 Adresse site web SFPM



Contrôle de qualité d'une installation de Simulation Virtuelle

RAPPORT SFPM N°25 Août 2009

Edité par : Société Française de Physique Médicale. Institut Curie – 26 rue d'Ulm 75248 Paris cedex 05 – Site internet

AUTEURS DU RAPPORT DU GROUPE DE TRAVAIL

Coordinateur

Jean-Noël Foulquier	Hôpital Tenon – AP-HP	Paris
Norbert Allières	CLCC Val d'Aurelle	Montpellier
Alain Batalla	CLCC François Baclesse	Caen
Stéphane Beaumont	CHD Les Oudairies	La Roche sur Yon
Relecteurs		
Cristelle Di Bartolo	CLCC Paul Papin	Angers
Mustapha Khodri	ICL	Saint-Priest en Jarez
Jean-Marc Tauziede	Hôpital G Renon	Niort

Remarque préliminaire :

L'une des principales difficultés dans la rédaction de ce rapport, sur le contrôle qualité en simulation virtuelle, réside dans le fait que cette technique de préparation des traitements de radiothérapie fait appel à de nombreux matériels et logiciels. Il existe sur le marché des matériels pour contrôler chaque élément de la chaine (scanner, lasers, stations de travail) mais aucun outil pour contrôler l'ensemble du système. Chaque utilisateur pourra être amené à adapter des objets test, en plus de ceux conçus spécifiquement pour contrôler partiellement un élément du système.

Les auteurs souhaitent de plus préciser que les matériels, logiciels, fabricants et sociétés commerciales cités dans ce rapport ne le sont qu'à titre d'exemple. La démarche du groupe de travail n'est pas de promouvoir telle ou telle solution mais d'apporter les informations les plus pertinentes dans un but pédagogique.

Table des matières

INTRODUCTION	7
1 – Historioue	7
2 – DEFINITION ET ORGANISATION DE LA SIMULATION VIRTUELLE (SV)	7
A - Simulation Virtuelle (SV) locale ou globale	8
B- SV en temps réel ou en temps différé	8
3 – LES DIFFERENTES COMPOSANTES D'UNE INSTALLATION DE SIMULATION VIRTUELLE ET LES DIFFERENTES	
ETAPES DU PROCESSUS DE SIMULATION VIRTUELLE	.10
A- Le scanner à Rayons X	. 10
B - La Console de Simulation Virtuelle (CSV) : mise au point des paramètres géométriques de l'irradiation	12
C - Le système de repérage cutané des faisceaux d'irradiation	. 13
D - Le reprographe : impression des DRR	. 14
E - L'acquisition des données anatomiques	. 15
F - Proposition de paramètres d'acquisition	. 16
1 - CONTROLE DE QUALITE DU SCANNER - SIMULATEUR	.18
1.1 RAPPELS SUR LA LINEARITE ET LA PERIODICITE DES CONTROLES	.18
1.1.1 La linéarité	. 18
1.1.2 Échelle de contraste (EC)	. 19
1.1.3 Périodicité des contrôles	. 20
1.2 LA TABLE OU SUPPORT DU PATIENT	.20
1.2.1 Généralités	. 20
1.2.2 Méthodes de vérification	. 22
1.3 NIVEAUX DE TOLERANCE ET PERIODICITE DES VERIFICATIONS DU SUPPORT DU PATIENT	.24
2 - LES SYSTEMES DE REPERAGE	.25
2.1 CONTROLE DE QUALITE DES SYSTEMES LASERS	.25
2.1.1 Coïncidence Origine Lasers - Origine CT	.25
2.1.2 Horizontalité des nannes frontales (FR).	.26
2.1.3 Verticalité des nappes sagittales (SA) et transversales (TR)	.26
2.1.4 Linéarité des déplacements : Sur toutes les nappes mobiles	. 26
2.2 NIVEAUX DE TOLERANCES ET PERIODICITE DES VERIFICATIONS DU SUPPORT DU PATIENT	.26
3 - LE CONTROLE DE QUALITE DES OUTILS DE SIMULATION VIRTUELLE	.27
3.1 LE CONTROLE DE QUALITE DES QUTILS DE CONTOURAGE ET DE POSITIONNEMENT DES ISOCENTRES.	.27
3.1.2 Expansion des contours ou mise en place des marges	.28
3.1.3 Vérification du positionnement de l'isocentre	. 29
3.1.4 Vérification de la reconstruction des DRR	.31
3.2 VERIFICATION DES OUTILS DE BALISTIQUE DE LA SIMULATION VIRTUELLE	.37
3.2.1 La taille du champ	. 37
3.2.2 Rotation du bras de l'accélérateur	. 37
3.2.3 Rotation du collimateur	. 38
3.2.4 Rotation de la table	. 38
3.2.5 Positionnement de l'isocentre	. 39
3.2.6 Fonction zoom	. 39
3.3 NIVEAUX DE TOLERANCE SUR LES OUTILS DE SIMULATION VIRTUELLE	. 39
3.3.1 Paramètres d'acquisition des données anatomiques	. 39
3.3.2 Niveaux de tolérance sur les outils de simulation virtuelle	. 39
3.4 PERIODICITE DU CONTROLE DE QUALITE DES OUTILS DE LA SIMULATION VIRTUELLE	.41
4 - CONTROLE DE QUALITE DU TRANSFERT DES DONNEES OU DES OBJETS	.41
4.1 LES PRINCIPAUX ELEMENTS A ANALYSER LORS D'UN TRANSFERT D'IMAGES	.42

4.2 NIVEAUX DE TOLERANCE ET PERIODICITE SUR LE CONTROLE DE QUALITE DU TRANSFERT D'IMAGES	
5 - CONTROLE DE QUALITE DU REPROGRAPHE	44
5.1 Le reprographe	44
5.2 TRANSFERT DE L'IMAGE VERS LE REPROGRAPHE	45
5.3 CONTROLE DE QUALITE DE LA REPROGRAPHIE	45
5.4 NIVEAUX DE TOLERANCE ET PERIODICITE SUR LE CONTROLE DE QUALITE DE LA REPROGRAPHIE	46
6 - LES FANTOMES TESTS	47
	47
6.1 LE FANTOME PHYSIQUE	10
6.1 LE FANTOME PHYSIQUE 6.2 LE FANTOME NUMERIQUE	48
6.1 LE FANTOME PHYSIQUE 6.2 LE FANTOME NUMERIQUE 7 - CONCLUSION	48 48

Avant propos

Le rapport N°25 de la Société Française de Physique Médicale (SFPM) « Contrôle de qualité d'une installation de Simulation Virtuelle » est un guide particulièrement complet des différents contrôles pouvant être réalisés sur les dispositifs concernés. La description des critères de choix des différents éléments composants une installation de simulation virtuelle est une aide précieuse pour les futurs acquéreurs qui pourront ainsi s'assurer que les équipements proposés par les constructeurs répondent au moins à ces critères.

Cet ouvrage va donc rapidement s'avérer comme un document de référence indispensable à la fois pour les physiciens nouveaux dans la technique, et pour les physiciens expérimentés selon leur niveau de lecture.

Ceci est parfaitement signalé par les auteurs dans le document, validé par un groupe de relecteurs et le conseil scientifique de la SFPM.

L'exhaustivité des contrôles proposés, des techniques d'analyse et des matériels ne seront pas accessibles à la totalité des opérateurs mais ils représentent un idéal dans l'état actuel des règles de l'art vers lequel chaque établissement devrait tendre, dans la mesure de ses compétences et de ses moyens humain et matériel.

De la même façon, il ne peut constituer un document opposable aux utilisateurs mais il doit demeurer un document de référence à l'égal des documents portant sur la même thématique et rédigés par des sociétés scientifiques homologues (AAPM,...).

Le conseil scientifique tient à souligner la qualité de ce travail qui pourra révéler toute son utilité dans le cadre d'une exploitation plus prospective de ces équipements d'imagerie.

Le conseil scientifique de la SFPM.

Véronique Dedieu (coordinatrice), Céline Bramoulé, Olivier Caselles, Brigitte Lacaze, Jocelyne Mazurier.

Introduction

1 – Historique

Si l'on considère que le concept de Simulation Virtuelle (SV) est apparu avec l'utilisation directe des examens scanners pour assister la mise au point de la balistique d'un traitement par radiothérapie, alors la SV est née dans les années 80. Mais de manière plus réaliste, si on considère la simulation virtuelle comme étant une technique permettant de définir les paramètres géométriques de la balistique d'irradiation exclusivement au moyen d'une visualisation directe des données anatomiques provenant du scanner, alors celle ci est apparue dans les années 90 grâce essentiellement aux travaux d'équipes nord-américaines (Fox Chase Cancer Center, University of North Carolina...) [1, 2, 3, 4] repris sous une forme commerciale par la société PICKER (AcQ-Sim). Il a fallu pour cela mettre au point le calcul rapide et précis des Radiographies Digitales Reconstruites (Digital Reconstructed Radiography : DRR) [5, 6] et un système fiable de repérage des faisceaux d'irradiation sur la peau du patient. La SV a réellement pris son envol avec l'adoption progressive par les services de radiothérapie du formalisme proposé par l'ICRU (rapport N°50 puis 62) [7, 8] qui, de manière rationnelle, présente les outils de la radiothérapie conformationnelle et notamment les différents volumes GTV (Gross Tumor Volume), CTV (Clinical Tumor Volume) et PTV (Planning Tumor Volume).

2 – Définition et organisation de la Simulation Virtuelle (SV)

Le terme de « Simulation Virtuelle » se réfère à un ensemble de logiciels qui permet à l'utilisateur de définir ou calculer l'isocentre de traitement puis de simuler le traitement à l'aide d'une ou de plusieurs acquisitions volumiques des données anatomiques et éventuellement fonctionnelles et de clichés radiologiques reconstruits (DRR) [18]. La phase de simulation virtuelle implique deux composantes logicielles :

- Un ensemble de logiciels qui définit les contours de la tumeur et des organes à risque et qui permettent de saisir ou de calculer les coordonnées de l'isocentre et de les transférer vers le scanner et le système de lasers.
- Un ensemble de logiciels dédiés à la simulation virtuelle permettant de placer les faisceaux grâce aux « Beam's Eye View » et aux DRR, afin de les optimiser pour traiter de manière homogène un volume cible délimité dans les 6 directions de l'espace, tout en épargnant au mieux les organes à risques.

A - Simulation Virtuelle (SV) locale ou globale

La SV a été développée pour obtenir une conformation géométrique stricte des faisceaux d'irradiation au volume cible : on parle alors de **SV locale** et de radiothérapie conformationnelle.

Elle permet également de planifier les paramètres géométriques de l'irradiation de manière identique à ce qui peut être fait en simulation conventionnelle, c'est à dire à partir de la seule visualisation des structures très denses ou très peu denses (métal, os, air) projetées dans un plan distant du patient (DRR : Digital Reconstructed Radiography). On parle alors de **SV globale**.

Cette SV est utile pour régler les paramètres géométriques d'une irradiation pour laquelle :

- les différents volumes qu'elle traite sont aisément repérables à partir de structures osseuses, de cavités aériques, des limites du patient ou de repères métalliques cutanés ou profonds (seins, peau ...),

- une conformation géométrique stricte des faisceaux n'apporterait aucun bénéfice pour le patient (métastases osseuses, etc.) [9].

Quelle soit locale ou globale, la SV doit également permettre de repérer directement la balistique mise au point à l'aide de points caractéristiques tatoués sur la peau du patient et de l'image du faisceau projeté sur la peau du patient. Cette fonctionnalité perd quelque peu de son intérêt face au développement de l'IGRT (radiothérapie guidée par l'image) disponible sur les accélérateurs récents dotés de systèmes d'imagerie embarqué qui vont permettre de repérer au quotidien les faisceaux d'irradiation par rapport aux structures osseuses, à des marqueurs radio-opaques voire directement au volume cible le plus souvent composé de tissus mous.

B- SV en temps réel ou en temps différé

Il est possible de concevoir trois degrés dans la réalisation de la simulation virtuelle en fonction de l'organisation du service et du niveau d'élaboration des paramètres géométriques en présence ou non du patient.

La SV en temps réel : Elle consiste à mener l'ensemble du processus de SV en un seul rendez-vous pour le patient. Dans ce cas, le ou les volumes cibles sont définis ainsi que les organes à risques (OAR), les isocentres définitifs et éventuellement les limites des faisceaux d'irradiation sont repérés sur la peau du patient à l'issue du rendez vous grâce aux lasers de marquage. Cette méthode, très efficace d'un point de vue organisationnel, n'est concevable que si :

- la durée totale du processus et donc l'immobilisation du patient sur la table n'excède pas 45 minutes,
- la délimitation précise du volume cible par le médecin soit possible sur les images scanner et réalisable dans un temps raisonnable (15 minutes maximum),
- le choix des incidences de faisceaux d'irradiation est « protocolisé » et ne nécessite donc pas de calcul de dose prévisionnel. Cette dernière

condition n'est réalisable que lorsque les volumes cibles ont des formes globales et des distances vis à vis des organes critiques peu variables d'un patient à un autre (cas typique du sein, de la prostate, du rectum,...).

La SV en temps différé : On peut concevoir des approches partiellement ou totalement différée de la SV en fonction par exemple de la complexité de la localisation à traiter et de la nécessité de faire appel à d'autres imageries (IRM, TEP).

Une approche semi-différée en 2 temps :

a) Le premier temps qui nécessite la présence du patient, consiste à délimiter le **volume cible** et à repérer sur la peau l'isocentre définitif le plus souvent placé au barycentre du volume cible.

b) Le second temps réalisé sur une console de SV ou de dosimétrie consiste à délinéer **les organes à risques et à ajuster des incidences des faisceaux** en fonction d'une analyse dosimétrique principalement basée sur l'étude des histogrammes Dose-Volume. Cette organisation est celle retenue en présence :

- de lésions pulmonaires ou crâniennes pour lesquelles la forme des volumes cibles et leurs distances vis à vis des organes critiques sont très variables d'un patient à l'autre,

- des lésions de la sphère ORL pour lesquels le « contourage » des ganglions est long et fastidieux,

- des traitements par radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité (RCMI) où la prise en compte des contraintes sur les organes (cibles, OAR) nécessite un travail plus importants avec un ajustement des marges.

Une approche différée totale :

Un isocentre de référence est défini par des points de repères cutanés déterminés par la projection des nappes lasers à distance de l'isocentre réel. A l'issu de l'acquisition des coupes tomographiques le patient est libéré, l'isocentre de référence tatoué ou marqué sur la peau.

L'isocentre réel sera déterminé à posteriori à partir de cet isocentre de référence et vérifié soit lors d'une simulation de vérification soit directement sur l'accélérateur avant la première séance de traitement.

Cette approche va devenir la voie de prédilection avec les accélérateurs possédant des systèmes d'imagerie embarqué pour lesquels ce point de référence n'est utilisé que pour un pré-positionnement du patient avant chaque séance d'irradiation, le positionnement définitif étant réalisé à l'aide d'un imageur embarqué 2D ou 3D.

3 – Les différentes composantes d'une installation de Simulation Virtuelle et les différentes étapes du processus de Simulation Virtuelle

A- Le scanner à Rayons X

A1 - Acquisition des données anatomiques

La première étape du processus de simulation virtuelle consiste à collecter les données anatomiques de la région à traiter dans le patient en position de traitement. La scannographie à RX est actuellement l'examen de référence en simulation virtuelle. Cet examen de référence est nécessaire, d'une part, à la définition du volume cible, et d'autre part, à la construction des images de référence (DRR) qui permettront de valider le positionnement du patient sous l'appareil de traitement [10, 11, 12].

L'acquisition des données anatomiques est réalisée par un scanner à rayon X. Ce matériel très répandu dans les services de radiodiagnostic est désormais développé par les constructeurs pour répondre aux besoins spécifiques des traitements de radiothérapie du fait :

- de sa précision géométrique,
- de la qualité de l'imagerie produite liée à une bonne résolution à haut et bas contraste,
- des dimensions plus grandes de son tunnel (≥ 80 cm) que les autres systèmes d'imagerie permettant de maintenir le patient en position de traitement dans les systèmes de contention,
- de la similitude des rayonnements qu'elle utilise avec ceux des appareils de traitement, similitude exploitée dans les calculs des DRR et des distributions de dose,
- de la connexion de systèmes assurant le suivi du rythme respiratoire (caméra, ceintures) et permettant l'acquisition de coupes en mode prospectif (coupes acquises dans une phase respiratoire choisie) ou rétrospectif (acquisition de lots de coupes dans toutes les phases).

Par ailleurs, les consoles de dosimétrie interprètent le contraste de cet examen de référence pour le convertir en densité électronique et ainsi tenir compte dans les calculs des distributions de dose, des hétérogénéités tissulaires traversées.

Cependant, les images provenant des installations d'Imagerie par Résonance Magnétique Nucléaire (IRM) [13] ou de Tomographie par Emission de Positons (TEP) qui sont, dans un grand nombre de pathologies cancéreuses, plus précises pour visualiser les tissus lésés, peuvent être utilisées en SV après leur recalage par rapport à l'examen scanner de référence au moyen d'un logiciel de recalage *plus ou moins* automatisé.

A2 - Les critères de choix du scanner à RX

Plusieurs aspects du scanner doivent être considérés pour répondre à la fois aux besoins de qualité d'image et à la contrainte des systèmes de positionnement du

patient. On peut citer :

- un scanner de radiothérapie doit posséder un générateur et un tube à RX puissant de manière à fonctionner à mAs élevés (temps de rotation inférieur à 1 s) et donc à niveau de bruit faible dans les images.
- le type de détecteur (rapidité d'acquisition), la taille des cellules, le nombre de cellules par barrettes et le nombre de barrettes (résolution spatiale axiale et longitudinale). Recourir à la reconstruction en coupes fines (1 mm) est intéressant pour améliorer la résolution longitudinale (axe Tête/Pieds) des examens scanner, le but étant d'obtenir une résolution spatiale isotrope proche de celle des examens qu'il est désormais possible de réaliser sous les appareils de traitement à l'aide d'imageurs embarqués (IGRT : Image Guided Radiation Therapy). Toutefois, la reconstruction en coupes très fines augmente le bruit dans les coupes et il s'agit de trouver le meilleur compromis en fonction des localisations examinées.
- les performances de la table d'examen dont la flèche conditionne la précision du repérage de la balistique sur la peau du patient et dont la radio-transparence peut influencer la qualité des DRR,
- les dimensions et la forme du tunnel qui conditionnent la capacité à explorer le patient en position de traitement (patient obèse, position gynécologique, thorax inclinée pour le traitement du sein...) La dimension maximum du diamètre physique du tunnel et du diamètre du champ d'acquisition, facilitent grandement l'utilisation de contentions adaptées comme par exemple le plan incliné pour les traitements des lésions mammaires. Ce choix permet en outre, de mieux anticiper l'obésité croissante de la population. Cette solution recommandée est désormais proposée sur tous les scanners dédiés à la préparation des traitements.

L'utilisation d'un scanner multi-barrettes se justifie par sa couverture en RX plus grande dans la direction longitudinale à chaque rotation, associée à des vitesses de rotation plus élevées permettant une acquisition rapide de grands volumes. Il permet également l'acquisition en coupes submillimétriques dont l'intérêt est d'améliorer la résolution spatiale des DRR.

Le scanner multi-barrettes présente un intérêt certain pour la réalisation des traitements synchronisés au rythme respiratoire du patient¹. En effet, dans ce cas, l'acquisition des données anatomiques doit être réalisée le plus rapidement possible, soit pour améliorer la résolution temporelle de l'examen en technique de respiration libre (scanner 4D), soit pour permettre une acquisition sur une seule apnée en respiration bloquée.

¹ On notera cependant qu'il n'est pas dénué de sens de réaliser une acquisition synchronisée sur le rythme respiratoire bien que le traitement ne le soit pas. En effet, dans ce cas, l'acquisition permettra une délimitation précise de l'ITV complet, c'est-à-dire correspondant à l'ensemble du cycle respiratoire, et le traitement visera alors à traiter cet ITV en totalité. Bien entendu, quand les moyens le permettent, le choix d'une phase respiratoire pour le traitement ou mieux encore une respiration bloquée pendant le traitement, permet de réduire notoirement les dimensions du volume traité.

GT SFPM CQ Simulation virtuelle, août 2009.

Dans tous les autres cas, il est fortement conseillé pour des explorations du thorax et/ou de l'abdomen de ralentir notablement la vitesse d'acquisition du scanner de manière à intégrer le mouvement respiratoire dans les images acquises. Ainsi, le volume délimité par le médecin intègre le mouvement interne majeur que constitue la respiration.

B - La Console de Simulation Virtuelle (CSV) : mise au point des paramètres géométriques de l'irradiation

Cette console doit permettre de visualiser simultanément les faisceaux d'irradiation et les données anatomiques pour d'une part, délimiter le volume cible et les organes à risque, et d'autre part, mettre au point les paramètres géométriques de la balistique de traitement [14].

Ainsi elle doit inclure au minimum :

- un outil performant de recalage d'imagerie multi-modalités,
- des outils de contourage et d'expansion,
- des outils de positionnement assisté de l'isocentre,
- la possibilité de reproduire à l'identique et virtuellement l'ensemble des mouvements géométriques des appareils de traitement, l'idéal étant de reproduire également les limitations réelles de ces mouvements (système anti-collision),
- des outils de conformation automatisée des paramètres géométriques de l'irradiation,
- un calcul performant des clichés de référence (DRR),
- une visualisation précise des faisceaux sur la peau du patient virtuel,
- a possibilité de piloter un système de repérage de la balistique virtuelle sur la peau du patient réel (définition des marqueurs, transfert de leurs coordonnées),
- des possibilités de création de macro-commandes et de protocoles afin d'automatiser les procédés récurrents,
- des possibilités de connectivités multiples pour échanger des paramètres et des images selon des protocoles de communication « normalisés » comme les protocoles DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine), DICOM RT ou d'autres formats à visée pédagogique.

De nouveaux outils de contourage devront être développés pour répondre aux besoins de l'IGRT. Citons par exemple :

- une proposition par la console de simulation virtuelle d'un contourage adapté au « scanner de traitement » (Cone Beam CT) à partir d'une déformation du contourage de référence issue d'un recalage entre le scanner de simulation (référence) et le « scanner de traitement » (Cone Beam CT)
- la construction d'un ITV personnalisé à partir de l'enveloppe des GTV successifs correspondant à chacun des scanners de traitement.
- Le développement de nouveaux outils ou d'outils plus performants de

segmentation automatique.

C - Le système de repérage cutané des faisceaux d'irradiation

Sa fonction est de projeter sur la peau du patient des points (marqueurs) caractéristiques de la balistique du traitement élaborée sur la console de SV.

Les systèmes de repérage du positionnement du patient actuellement proposés pour la simulation virtuelle produisent des nappes laser dont l'intersection définit un point (marqueur) repéré dans l'espace 3D du patient.

Quand ce point est situé en profondeur à l'intérieur du patient (isocentre par exemple), 5 nappes orthogonales sont nécessaires pour repérer ce point au moyen d'un marquage antérieur et de 2 marquages latéraux sur la peau du patient.

Par contre, 2 nappes orthogonales suffisent pour repérer des points situés sur la peau du patient : une nappe transversale et au choix une nappe sagittale ou frontale. Si ce repère cutané est plutôt antérieur le laser sagittal sera plus précis ; s'il est plutôt latéral, dans ce cas, l'utilisation d'une nappe frontale est préférable.

Tous les systèmes disposent d'au moins une nappe laser mobile, la nappe sagittale, car les tables de scanner n'offrent pas de déplacement latéral.

C1 – les systèmes de repérage à 1 nappe mobile

Le système de base est constitué de 2 dispositifs muraux fixes qui produisent chacun 2 nappes laser orthogonales (croix) : transversale (verticale) et frontale (horizontale). Le mouvement vertical et le mouvement longitudinal de la table du scanner compense l'absence de mobilité des nappes latérales, ce qui présente des inconvénients importants tels que :

- le bougé du patient avec le mouvement de la table,
- la lenteur des déplacements de table,
- les sources d'erreur liées au fait que ces mouvements soient commandés manuellement car, principalement pour des raisons de sécurité, aucune console de simulation virtuelle ne peut asservir et piloter les mouvements de table du scanner,
- les problèmes de flèche de table qui peuvent être très importants sur les plateaux des scanners et dont les conséquences sont accentuées lorsque les déplacements de la table du scanner sont utilisés pour repérer les marqueurs sur la peau du patient.

Ainsi, un tel système ne peut être raisonnablement envisagé que pour repérer des isocentres en ayant au préalable bien étudié les contraintes de flèche de table.

C2 – les systèmes de repérage à 5 nappes mobiles ou plus

Les systèmes les plus complets possèdent 2 nappes frontales mobiles provenant de 2 dispositifs muraux et 2 nappes transversales mobiles produite par 2 dispositifs hauts qui

sont soit solidarisés dans un support plafonnier, soit isolés dans 2 supports muraux*. Dans ce cas, le positionnement des marqueurs n'utilise plus aucun des mouvements de la table du scanner ce qui :

- accélère considérablement le processus de marquage notamment si l'on dispose d'une télécommande pour faire défiler les marqueurs,
- laisse ainsi la possibilité d'augmenter le nombre de marqueurs repérés tels que par exemple les coins des champs pour améliorer la précision de la mise en place de la balistique ou les limites de faisceaux afin de gérer précisément les jonctions de champs,
- améliore la précision du repérage.

Lors du choix d'un système de laser, il convient de prendre en compte les besoins de repérage des radiothérapeutes (isocentre seul ou isocentre et repères cutanés supplémentaires), la compatibilité avec la console de simulation virtuelle, la précision et sa pérennité, la latitude et la rapidité des déplacements, la facilité de reprise des réglages et enfin, les contraintes d'installation.

(*) Remarque : Lorsque la nappe transversale est produite dans un dispositif plafonnier, elle peut se révéler incomplète dans les régions latérales postérieures du patient et ce d'autant plus que le dispositif plafonnier est éloigné du patient. Par contre, une telle configuration est d'une part moins encombrante et d'autre part, moins soumise aux chocs. En outre, un dispositif plafonnier permet de solidariser les deux nappes transversales et la nappe sagittale mobile, ce qui limite les défauts d'orthogonalité de ces nappes et simplifie l'installation du système qui peut être préréglé en usine. Une nappe transversale produite par des dispositifs muraux est visible dans toutes les parties du patient et les problèmes d'encombrement que ces systèmes peuvent poser sont limités par une installation suffisamment haute.

D - Le reprographe : impression des DRR

Le reprographe est un élément nécessaire de l'installation de SV lorsque le service ne possède pas d'outil logiciel permettant de comparer sur écran les clichés de contrôle avec les clichés de référence. Dans ce cas, il faut préférer un reprographe à sec au format 36 x 43 plutôt qu'une imprimante laser couleur : prix de revient de l'impression par transparence moindre et meilleure pérennité du support tant en terme d'archivage que d'approvisionnement.

Cependant la solution la plus confortable consiste à transférer les 2 types de clichés sur le réseau pour une comparaison quantitative plus ou moins automatisée. Actuellement ces logiciels de comparaison sont très souvent livrés avec l'imageur portal. Ils sont disponibles sur les postes de traitement pour éventuellement corriger la position du patient avant la séance. Il est possible de modifier la dynamique des images à comparer mais il est impossible de faire réapparaître des informations qui auront été effacées des DRR par une filtration non adaptée. Il est donc très important de produire des DRR dont le contenu est proche de celui des clichés de contrôle (obtenus à l'aide de détecteurs

plan au silicium amorphe). Pour cela, une étude doit être menée et des protocoles doivent être mis en place sur la CSV, localisation par localisation.

Remarque : Certains constructeurs utilisent les résultats de ces comparaisons pour piloter directement la table de traitement avant et pendant l'irradiation de manière à obtenir un alignement optimal du patient pendant le traitement. Mais la plupart des solutions IGRT se passent des DRR car elles permettent d'aligner le patient directement à partir d'une comparaison de l'examen scanner 3D de référence avec l'examen scanner de traitement (Cone Beam CT).

E - L'acquisition des données anatomiques

Pour des applications quantitatives comme la simulation virtuelle, le bon choix des paramètres favorisant une bonne différentiation des tissus est primordiale. Il faut également pouvoir acquérir les régions analysées en un temps minimum pour diminuer le risque de bouger du patient, et en fonction du réseau et du TPS, limiter le nombre de coupes. Il est cependant recommandé dans ce cas d'optimiser les paramètres au niveau de la zone tumorale en faisant si nécessaire des acquisitions des volumes avec différents couples, épaisseur de coupe et pitch. (cf. Tableau I)

E1 - Le mode d'acquisition

Il peut être Axial ou hélicoïdal. Compte tenu de la plus grande rapidité d'examen en mode hélicoïdal celui-ci sera privilégié. On préférera le mode spiralé surtout si le pitch est égal à 1 car il présente l'avantage de permettre des acquisitions plus rapides et donc de diminuer le risque de bouger du patient. Par contre pour des acquisitions faites avec un pitch supérieur à 1,5 le mode axial est préféré car la résolution de la DRR est améliorée selon l'axe longitudinal.

E2 - L'inclinaison du statif (Tilt)

Le statif doit être **absolument fixé à 0°.** Certains systèmes de simulation virtuelle indiquent si l'angle du statif est différent de 0° et refusent le cas échéant de planifier une simulation. De plus, compte tenu des algorithmes existants pour réaliser des reconstructions 3D, incliner le statif ne présente aucun intérêt sur les scanners dédiés à la simulation.

E3 - Mode radiologique ou topogramme

Le mode radiologique ou topogramme constitue un bon moyen de visualiser très rapidement la région à examiner et en simulation constitue un outil pertinent et indispensable pour élaborer la mise en place du patient dans la position de traitement.

E4 - Le FOV (Field Of View) ou Champ d'acquisition

L'ajustement du champ d'acquisition va augmenter la résolution spatiale. Il faut cependant faire très attention en simulation virtuelle à ne pas réduire exagérément ce champ car il faut souvent acquérir l'intégralité du contour externe et tenir compte des contentions utilisées. Il est en général très difficile de travailler en dessous d'un champ d'acquisition de 400 mm, sauf dans le cas de simulations de tumeurs crâniennes localisées (250 mm) et sous certaines conditions de positionnement de la tête.

Avec l'apparition des scanners à grands tunnels, les constructeurs proposent des acquisitions avec des FOV étendus pouvant aller jusqu'à 82 cm. Cette solution permet d'acquérir sans difficulté les contours externes des patients notamment obèses ainsi que les accessoires de contention ou le plateau de table (cas des traitements de tumeurs de sein sur plan incliné). Cependant en dehors de l'anneau de reconstruction du FOV normal (50 cm) la résolution spatiale et la résolution à bas contrastes diminuent du fait d'un nombre moindre de lignes de projection [33].

E5 - L'épaisseur de coupe

Pour obtenir des DRR avec une résolution (spatiale et en densité) satisfaisante dans la direction de l'axe longitudinal, il est conseillé d'acquérir le volume en mode spiralé (avec un facteur pitch \leq 1) soit directement en coupes d'épaisseurs de 2 à 3 mm soit en coupes sub-millimétriques (0,625 à 0,75 mm) reconstruites en 2 ou 3 mm d'épaisseur. La reconstruction en coupe sub-millimétrique a peu d'intérêt car les coupes sont d'une part plus bruitées et d'autre part leur traitement sera plus long et sans intérêt clinique. L'acquisition ou la reconstruction en coupes fines de 2 à 3 mm semble un compromis satisfaisant pour assurer une bonne résolution en densité de la DRR.

E6 - Le facteur Pitch

Il est recommandé pour obtenir des reconstructions tridimensionnelles précises et notamment des DRR ayant une bonne résolution spatiale et en densité selon l'axe longitudinal, d'utiliser un facteur pitch proche de 1 (valeurs proposées allant de 0,8 à 1,3 en général selon les constructeurs). Un facteur pitch supérieur à 1 détériore la qualité des DRR, provoquant des effets de « zébrure » [16]. Un facteur pitch inférieur à 1 augmente le lissage lors de reconstructions 3D.

E7 - Les algorithmes de reconstruction

- Reconstruction des images

Le choix de l'algorithme de reconstruction ou filtre de reconstruction est très important car il permet d'améliorer la qualité des images (résolution spatiale, résolution en densité) en fonction de la région anatomique examinée. Notamment, ces algorithmes permettent d'optimiser la moyenne des densités à l'interface os - tissus mous [17].

- Interpolation des images

Certains scanners proposent à l'utilisateur différents algorithmes d'interpolation pour la reconstruction tridimensionnelle. Ces algorithmes peuvent agir en corrélation avec le facteur pitch afin d'améliorer la résolution spatiale, le lissage dans la reconstruction tridimensionnelle des volumes, ou pour augmenter la définition des contours des volumes (poumons). Cependant, dans certains cas, ils peuvent générer des artéfacts sur les contours quand les volumes ont des formes courbes comme le foie.

F - Proposition de paramètres d'acquisition

Les paramètres d'acquisition donnés à titre d'exemple dans le tableau I concernent des

examens scanner réalisés pour des acquisitions (et donc des traitements) non synchronisés sur le rythme respiratoire et des traitements qui n'utilisent pas de technique de repositionnement nécessitant une résolution spatiale longitudinale de l'ordre du millimètre.

LOCALISATION	Mode Radio	Taille image	FOV Acquisition en mm	Épai seur de coup e acqu se er	s Épaisseur de coupe Reconstruit o en mm ii	Distance inter- ecoupes en mm	Pitch*	kV	mA	Temps de rotation du tube (en s)	FOV en mm Reconstruction	Filtre Reconstr uction
				mm								
Crâne	Profil 120 kV 80 mA	512²	300 (Tête)	1.25	1.25	1	1.0	120	250	1	250	Soft
ORL (tête et cou)	Face Profil 120 kV 80 mA	5122	500 (Épaule)	2.5	2.5	2	1.0	120	250	1	500	Standard
ORL (épaule)		512²	500 (Épaule)	2.5	2.5	2	1.0	140	300 - 400	1	500	Standard
Sein - Thorax	Face 120 kV 20 mA	512²	500 ou 650 (Large ou XLarge)	2.5	2.5	2	1.0	120	200 - 300	1 - 2	500 ou plus (seins)	Standard
Abdomen	Face 120 kV 40 mA	5122	500 ou 650 (Large ou XLarge)	2.5	2.5	2	1.0	120	250 -300	1 - 2	500 ou plus (patient obèse)	Standard
Pelvis	Face Profil 120 kV 80 mA	5122	500 ou 650 (Large ou XLarge)	2.5	2.5	2	1.0	120	250 - 350	1	500 ou plus (patient obèse)	Soft

Tableau I : Paramètres d'acquisition standards des données anatomiques pour des acquisitions non synchronisées sur le rythme respiratoire du patient

Remarque

En radiothérapie, l'examen scanner doit permettre une délimitation précise du volume cible et des organes à risque.

Le principe d'optimisation de dose doit prendre tout son sens à savoir que la charge appliquée au tube (mAs) doit être suffisante pour permettre une visualisation précise des tissus tumoraux et des tissus sains. Il n'est pas nécessaire d'économiser quelques dizaines de mGy pour améliorer la radioprotection des patients au détriment de la qualité des reconstructions tomographiques. Cependant l'activation d'algorithme de réduction de dose peut être conseillée dans la mesure où le rapport signal sur bruit sur toutes les images, pour une région examinée, est acceptable. Cet examen participant (pour une faible part) à la dose totale délivrée au patient, les indicateurs de dose CT (IDCT) et produits dose-longueur (PDL) [15] doivent être notés à l'issu de chaque examen.

1 - Contrôle de qualité du scanner - simulateur

Le scanner est actuellement l'élément de base de la simulation virtuelle. C'est l'outil qui va reconstruire le volume du patient à explorer et de ses performances dépendent la qualité et la précision de la simulation. Il est ainsi nécessaire de l'intégrer dans le contrôle de qualité global de la simulation virtuelle. Cependant, nous renverrons le lecteur au document publié par la S.F.P.H. : « EVALUATION ET CONTROLE DE QUALITÉ DES SCANNEURS » et plus récemment à la décision du 22 novembre 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité des scanographes (J.O. du 7 décembre 2007). Ces documents concernent la définition et la mesure des paramètres physiques que sont :

- Le bruit
- La résolution spatiale
- La détectabilité à bas contraste
- L'uniformité
- La linéarité et l'échelle de contraste
- La largeur de coupe
- La mesure de la dose

Les contrôles proposés par la décision du 22 novembre 2007 sont un ensemble de contrôles de qualité de base en termes d'exhaustivité et de fréquence. Il faut noter que le contrôle interne ne porte que sur le bruit, l'uniformité et le nombre CT de l'eau. Il revient à l'utilisateur sur un scanner dédié à la simulation de se fixer d'autres règles plus strictes pour être en phase avec les exigences de précision que demande la quantification des tissus et le repérage précis des isocentres.

Nous ferons juste un bref rappel sur les notions de linéarité et d'échelle de contraste car la connaissance de la relation entre le nombre scanner NS et le coefficient d'atténuation linéique μ est essentielle pour des applications quantitatives. En effet, la relation entre les NS et μ est très importante pour le calcul de distributions de dose et pour la caractérisation tissulaire (discrimination entre tissus sains et pathologiques).

1.1 Rappels sur la linéarité et la périodicité des contrôles

1.1.1 La linéarité

D'après le principe du scanneur, il existe une loi linéaire de la forme :

$$\mu$$
= a.NS + b ou $NS = \left(\frac{\mu tissu - \mu H2O}{\mu H2O}\right) x1000$

considéré pour une énergie des photons dans le milieu ou une tension donnée.

La linéarité est vérifiée à l'intérieur du domaine des nombres NS de - 100 à + 150 c'est à dire de la graisse aux tissus mous. En dehors de cette gamme, la modification de la qualité du faisceau est telle que la linéarité n'est plus strictement respectée.

En règle générale on trace la courbe faisant la relation entre la densité électronique relative à l'eau et le nombre scanner entre les nombres NS –1000 et 1000. Toutefois sur des scanners récents les constructeurs proposent des échelles Hounsfield étendues allant de – 1000 à +3096 proposants 2^{12} niveaux de gris ou de –32767 à 32267 comportant alors 2^{16} niveaux de gris. Comme cette relation est fonction de la tension appliquée au tube et donc de l'énergie des photons traversant le milieu, il est nécessaire d'estimer "l'énergie effective monochromatique" du faisceau de rayons X, afin d'utiliser les valeurs correctes des coefficients d'atténuation linéiques (μ).

La linéarité, peut être mesurée sur un fantôme d'eau contenant des insertions de plexiglas, lexan, nylon, polystyrène et polyéthylène ayant des μ se situant dans le domaine d'intérêt clinique (tissus mous, graisse, matière blanche, matière grise,...) soit sur un fantôme commercial dédié constitué d'inserts équivalent tissus (os, muscle, foie, sein,...).





Figure. 1 : Relation entre la densité électronique relative à l'eau et les nombres scanner pour la plage de NS comprise entre -100 et +100.

1.1.2 Échelle de contraste (EC)

L'échelle de contraste représente la variation du coefficient linéique d'atténuation par

nombre scanner pour deux matériaux de référence.

Cette échelle de contraste est définie en utilisant comme éléments de référence le plexiglas et l'eau :

$$EC = \frac{\mu_{plexi} - \mu_{eau}}{NS_{plexi} - NS_{eau}}$$

En fait, la linéarité précise la cohérence de l'échelle de contraste tout le long d'un domaine sélectionné de nombres scanner.

1.1.3 Périodicité des contrôles

Le tableau II rappelle la périodicité et le type de contrôle (externe et interne) en fonction du paramètre mesuré [15]. Il est certain que la fréquence des contrôles internes sera augmentée dans le cas où l'utilisateur observe une dérive des paramètres de l'appareil. Certains tests sont effectués à chaque changement de tube, à l'implantation de nouveaux logiciels et après toute intervention curative importante.

Test	Réception	Tous les 4 mois	Annuel
Support du patient	e		e
Bruit	e	i	e
Uniformité	e	i	e
Détectabilité à bas contraste			
Résolution spatiale à haut contraste	e		e
Nb CT de l'eau	e	i	e
Profil de sensibilité	e		e
Profil de dose	e		e
Dose (IDCT) ³	e		e

Tableau II : Périodicité des contrôles²

1.2 La table ou support du patient

1.2.1 Généralités

Le contrôle de qualité des mouvements mécaniques de la table est un préalable à tout le contrôle de qualité en simulation virtuelle. Il est nécessaire du fait des acquisitions hélicoïdales qui sont couramment pratiquées. Des dysfonctionnements sur la table qui subit la contrainte du poids des patients, peuvent provoquer des anomalies dans la reconstruction des coupes et modifier la reconstruction des volumes et la qualité du repérage des points de référence.

² i : Contrôle interne : e : Contrôle externe

³ Contrôle interne après chaque changement de tube

GT SFPM CQ Simulation virtuelle, août 2009.

1.2.1.1 La table en radiothérapie

En radiothérapie les tables utilisées sont constituées de plateaux plans, ce qui n'est pas le cas des plateaux de tables incurvés des scanners de radiodiagnostic. Pour répondre aux besoins de la radiothérapie, les industriels adaptent sur les plateaux d'origine des inserts en fibre de carbone ou des plateaux de table identiques à ceux qui équipent les tables d'accélérateurs linéaires. Ces éléments rapportés sont amovibles et il faut veiller à leur stabilité au cours des simulations.

Les qualités mécaniques de la table sont essentielles car elles influencent les paramètres physiques, la qualité du positionnement du patient et le repérage des isocentres.

Une table dont la hauteur du plateau n'est pas constante au cours de l'acquisition a une influence sur le bruit dans les images par la modification constante de la distance source patient et entraîne des artéfacts dans la reconstruction des volumes et le placement des isocentres. Une table dont la vitesse n'est pas constante engendre des distances inter-coupes ou des valeurs de pitch différentes affectant la qualité de la reconstruction (chevauchement ou écartement des coupes, ...)

Un plateau ou un insert mal positionné affecte la précision du marquage à la peau de la projection des isocentres et de ce fait, la mise en place du patient sous l'appareil de traitement.

1.2.1.2 Utilisation partagée de la table entre deux services

Quand le scanner est partagé entre le service de radiologie et le service de radiothérapie le plateau de table ou l'insert sont ôtés puis remis en place plusieurs fois par jour. Il faut s'assurer dans ces conditions du bon positionnement et de la fixation correcte des plateaux et des inserts.

1.2.1.3 Les vérifications proposées

Il faut systématiquement s'assurer que :

- Le plan de table reste stable dans le plan horizontal et perpendiculaire au plan de coupe sur toute sa longueur utile d'acquisition des volumes,
- l'insert est stable en présence d'une charge et n'est pas soumis à des mouvements de rotation,
- le plateau de table soit parfaitement immobilisé,
- la vitesse de déplacement de la table est indexée et synchronisée avec la rotation du tube,
- la recopie électronique des mouvements verticaux et longitudinaux du plateau de table est parfaite et reproductible.

Et dans le cas où le scanner est partagé, il faut s'assurer que :

- Le plateau de table est correctement fixé après chaque opération entraînant son enlèvement et sa remise en place,
- l'insert est correctement ajusté et bloqué après chaque manipulation,
- qu'aucun élément métallique susceptible de générer des artéfacts dans les images n'est présent sur la table originale sous l'insert ou le plateau.

1.2.2 Méthodes de vérification

Nous allons décrire dans ce paragraphe l'ensemble des contrôles à réaliser dont certains peuvent entraîner une maintenance corrective de la part du constructeur. Pour que ces contrôles soient cohérents par rapport à une utilisation clinique, il faut au préalable lester la table d'une masse répartie équivalente au poids d'un patient moyen (70 kg) et accessoirement jusqu'à la limite du poids maximal accepté à la recette (environ 200 kg).

1.2.2.1 Positionnement du plateau

Le plateau en fibre de carbone est généralement amovible et posé sur la table originelle du scanner. Il est fixé aux deux extrémités de la table par un système de blocage prenant « en force » la table à l'aide de plusieurs vis.

Le serrage devra être parfait pour éviter tout glissement du plateau sous l'effet des mouvements des patients. Sa planéité dans les directions latérale et longitudinale doit être vérifiée avec un niveau à bulle ou électronique chaque fois qu'il sera replacé notamment après chaque maintenance.

1.2.2.2 Positionnement de l'insert en fibre de carbone

L'insert en fibre de carbone doit être vérifié et replacé après chaque manipulation qui aboutit à son déplacement. Cela peut être une remise en place après utilisation du scanner à des fins diagnostiques, une maintenance ou après le passage d'un patient qui a pu le déstabiliser. En effet, une mise en place aléatoire de l'insert entraîne une erreur de positionnement des marqueurs à la peau qui sera visible sur le poste de traitement car les lasers ne seront pas naturellement alignés sur les marques. De même, un insert mal fixé peut bouger indépendamment du plateau lors de l'acquisition des coupes.

Il faut donc :

- vérifier l'état du système adhésif (velcros) lors de retraits et de mise en place fréquents et les renouveler si le glissement ou le jeu devient important (supérieur à 5 mm en longitudinal, supérieur ou égal à 1° en rotation la térale),

- s'assurer de la parfaite planéité de l'insert par une mesure au niveau à bulle.

1.2.2.3 Constance de la hauteur de table

Une première méthode très simple consiste à répartir sur le plateau des masses représentatives du poids d'un patient de forte corpulence, et de vérifier avec un niveau à bulle ou électronique que l'horizontalité est respectée dans les directions longitudinale et latérale. On peut ainsi détecter la « flèche » que pourrait posséder le plateau en bout de course dans le tunnel.

Une autre méthode consiste à aligner la nappe horizontale des lasers latéraux avec le plateau et à mesurer la différence de parallélisme. Il faut dans ce cas être certain du bon réglage des nappes laser.

La dernière méthode plus facilement opérationnelle consiste à acquérir le plateau de table sur la plus grande longueur d'acquisition, le plateau pouvant être lesté d'une charge répartie équivalente au poids d'un patient. L'image étant acquise, il suffit alors de vérifier avec les outils de mesure de la station de travail notamment la règle, l'horizontalité du plateau sur toutes les coupes acquises. Il est assez facile d'observer un écart à l'horizontale et de mesure cet écart.

1.2.2.4 Indexage de la table à la rotation du tube

Cette fonction peut être vérifiée en plaçant sur le plateau de table un cylindre recouvert d'un film dosimétrique sous enveloppe. L'analyse du film donne la mesure des profils de coupe et la distance inter-coupes. L'analyse des profils de coupes sur le film permet d'évaluer la précision du mouvement longitudinal de la table par rapport aux paramètres demandés (pitch et épaisseur de coupe).

Il existe, par ailleurs, des fantômes dédiés comme le Catphan 500 et 600, qui permettent de mesurer l'incrément de distance parcouru par la table entre deux rotations de tube.

1.2.3.5 Vérification des affichages électroniques de positionnement de la table et du plateau

Il est important de bien vérifier la corrélation entre les mouvements verticaux et longitudinaux du plateau et l'affichage numérique associé **en mode absolu comme en mode relatif**.

- Dans le sens longitudinal les distances parcourues par le plateau peuvent être vérifiées simplement en positionnant une règle millimétrique plate d'au moins 60 cm sur le plateau⁴ (la vérification du mouvement doit se faire sur une grande amplitude) et en utilisant le laser du scanner comme référence de début et de fin du mouvement.

La valeur absolue des positions longitudinales successives du plateau est très importante car elle va définir la précision de la reconstruction. Il faut donc que la recopie de l'information soit très précise.

⁴ La décision du 22 novembre 2007 recommande la vérification des distances affichées du support du patient sur une distance réelle parcourue de ± 30 cm.

GT SFPM CQ Simulation virtuelle, août 2009.

- Concernant le mouvement vertical, la plage de mouvement peut être analysée pour la hauteur utile du mouvement à savoir la position la plus basse de la table jusqu'à la hauteur maximale d'examen. Un objet test gradué, posé sur la table ou une règle plate positionnée verticalement, permet de mesurer la hauteur parcourue par la table en utilisant comme référence la nappe horizontale des lasers latéraux.

1.3 Niveaux de tolérance et périodicité des vérifications du support du patient

	Tolérance	Périodicité
Horizontalité du plateau /insert	< 1°	quotidienne
Hauteur table	1 mm	Mensuelle
Inclinaison maximum du plateau	< 0,3 %	Mensuelle
Précision du mouvement longitudinal du plateau	< 1 mm	Mensuelle
Affichages – Recopie en mode absolu et relatif	< 0,5 mm	Mensuelle

Tableau III : Tolérances et périodicité sur les contrôles de mouvements de la table

Ces niveaux de tolérance sont ceux que peuvent fournir les constructeurs de scanner pour la simulation virtuelle. Nous considérons cependant que pour obtenir la meilleure précision sur la reconstruction volumique et le repérage des isocentres, les niveaux de tolérances les plus faibles doivent être maintenus. La décision du 22 novembre 2007 accepte une précision de \pm 2 mm comme critère d'acceptabilité entre les distances mesurées et affichées pour les mouvements longitudinaux et la planéité de la table. Ces contrôles <u>externes</u> ont une périodicité annuelle.

2 - Les systèmes de repérage

Tous ces systèmes doivent faire l'objet d'un programme d'assurance qualité qui doit porter sur toutes les nappes laser, à savoir : l'horizontalité, la verticalité et l'orthogonalité des nappes, la linéarité du déplacement, l'alignement avec le scanner et la coïncidence des nappes avec l'origine des données anatomiques.

2.1 Contrôle de qualité des systèmes lasers

Chaque constructeur fournit en général des « accessoires » pour réaliser les contrôles de qualité des systèmes lasers. Il faut toutefois en évaluer leur performance et leur pertinence en fonction des besoins de précision recherchés et les compléter par des produits plus ergonomiques et plus précis.

2.1.1 Coïncidence Origine Lasers - Origine CT

Cette procédure peut être réalisée à l'aide d'un fantôme en plexiglas (proposé par le fournisseur de lasers, A2J, LAP, GAMMEX, etc.) possédant des encoches comme celui proposé sur la figure 2.



Figure 2 : Exemple de fantôme de vérification de positionnement des nappes laser.

On vérifie au préalable l'absence de flèche avec le fantôme (léger). Le fantôme est aligné à l'aide des encoches sur l'origine des lasers externes. La distance séparant l'origine des lasers externes et les lasers du CT est connue et est de 500 mm en général.

La procédure consiste le plus souvent a acquérir le fantôme en coupes millimétriques puis a vérifier, suivant les caractéristiques du fantôme, sur des coupes tomographiques précises (par exemple passant par l'origine), si les repères sur lesquels sont projetées les différentes nappes se trouvent ou non en coïncidence avec des axes horizontaux et verticaux fournis par les outils de la station de travail du scanner et passant par ces

repères. Le niveau de tolérance sur l'écart entre l'origine CT et l'origine des lasers doit être inférieur au millimètre.

2.1.2 Horizontalité des nappes frontales (FR)

Les nappes horizontales sont alignées sur les 2 bords de la table. Cette horizontalité est vérifiée avec un niveau électronique sur la table et sur les murs opposés (< 0,1°). Il est d'ailleurs judicieux de placer des repères sur les murs opposés lors de la réception du système de lasers pour suivre plus aisément l'évolution de l'horizontalité des nappes. Le niveau de tolérance acceptable est de 1 mm pour 1 m utile.

2.1.3 Verticalité des nappes sagittales (SA) et transversales (TR)

Les nappes sont vérifiées avec un niveau électronique (< 0,1°) au niveau de l'anneau et sur les projections aux murs ou le sol. Il peut être pratique et simple de réaliser régulièrement un contrôle visuel des nappes par rapport à des repères placés sur les murs opposés et le sol. Le niveau de tolérance acceptable est de 1 mm pour 1 m utile.

2.1.4 Linéarité des déplacements : Sur toutes les nappes mobiles

La linéarité sur toute la course des nappes laser doit être vérifiée avec une règle graduée, tous les cm, pour des positions programmées ou définies par l'utilisateur. La précision acceptable doit être inférieure ou égale à 0.5 mm.

2.2 Niveaux de tolérances et périodicité des vérifications du support du patient

Tableau IV : Niveaux de tolérance et périodicité sur le positionnement et les mouvements des nappes lasers.

	Tolérance	Périodicité
Coïncidence Origine Laser - Origine CT	<1 mm	Quotidienne
Horizontalité et verticalité des nappes	< 0,1°ou	Mensuelle
	1 mm / 1m	Mensuelle
Linéarité des déplacements	< 0,5 mm	Mensuelle

3 - Le contrôle de qualité des outils de simulation virtuelle

Le contrôle de qualité des logiciels ou des algorithmes de calcul de SV est quelque chose de nouveau dans le processus de qualité et les constructeurs ne proposent pas de protocole dédié [19, 20, 21]. La mise en place d'un contrôle de qualité doit porter sur l'évaluation de la performance des logiciels au travers de tests spécifiques. L'aboutissement d'un protocole de contrôle de qualité prenant en compte tous les éléments du simulateur virtuel (scanner, lasers, consoles de reconstruction) nécessite la réalisation d'un fantôme dédié, adapté aux multiples fonctionnalités des matériels et des logiciels mis en œuvre [32]. Il existe maintenant sur le marché des objets tests numériques pour réaliser spécifiquement le contrôle de qualité des logiciels de simulation virtuelle [34].

3.1 Le contrôle de qualité des outils de contourage et de positionnement des isocentres.

3.1.1 Vérification des contours

Un des tests importants pour un système de simulation virtuelle est d'évaluer sa capacité à réaliser des contours précis. Le logiciel doit être capable de proposer soit un contourage manuel réalisé à la souris avec une fonction de lissage entre les points, aussi bien que des contours automatiques basés sur des différences de densités ou de nombres CT permettant une délimitation des volumes. Pour évaluer ces outils, un contour manuel et automatique de chaque coupe d'un objet test doit être effectué. (Pour réaliser un contour correct manuellement, il est conseillé de travailler en mode plein écran pour bien discriminer une différence de densité et être plus précis pour positionner les points à la souris). Pour mesurer l'erreur commise, il faut comparer la surface de l'objet test utilisé à la surface calculée avec le logiciel de calcul de surface du système de SV et définie par le contour. Dans le cas idéal, la différence **ne doit pas dépasser un pixel** sur l'ensemble du contour.

Ce test peut être étendu à des modules réalisant la copie de contours ou l'interpolation des contours.

Objet test : Cube de polystyrène ou des inserts de densités différentes concentriques.

3.1.2 Expansion des contours ou mise en place des marges

La définition d'un champ en radiothérapie conformationnelle se fait selon les recommandations de l'ICRU 50 et de l'ICRU 62 [7, 8], par la définition d'un PTV (Planning Target Volume). Ce volume est obtenu par expansion de l'ensemble des contours de la tumeur (CTV) réalisés sur chaque coupe contenant le CTV. La marge peut être uniforme en deux ou trois dimensions ou non uniforme en deux dimensions ce qui est le cas, par exemple, dans la définition du PTV de la prostate. L'objet test permet de mesurer les expansions homogènes 2D et 3D. Comme pour la mesure de la qualité d'un contour la différence **ne doit pas dépasser un pixel dans le plan des coupes et la mi-épaisseur des coupes dans le sens axial (e/2) en expansion 3D**. Pour estimer l'erreur commise, il faut mesurer la différence de surface comme celle-ci est décrite dans le paragraphe précédent.

Par contre, dans le cas d'une expansion non homogène 2D où il est donné au logiciel des dimensions de marges variables dans plusieurs directions, il faut repérer dans les coupes les positions extrêmes de la marge obtenue par le logiciel et les comparer à la marge définie sur le fantôme (fig. 3b).

Cet objet test permet également d'évaluer, les fonctionnalités telles que la réduction homogène des contours et le logiciel d'interpolation.

Objet test : Deux cônes concentriques imbriqués, contenant deux densités différentes.





Figure 3b : Coupe sagittale de l'objet test permettant d'évaluer une marge asymétrique.

3.1.3 Vérification du positionnement de l'isocentre

Le positionnement de l'isocentre est de toute première importance dans le processus de la simulation virtuelle. La qualité globale de tout le traitement de radiothérapie dépend fortement de la qualité du positionnement initial de l'isocentre et de la reproductibilité de son repositionnement au cours des séances de traitement. La vérification du calcul automatique des coordonnées et le report vers le système de repérage à la peau du patient (lasers) est donc fondamentale mais peut être obtenue relativement facilement en reproduisant les différentes étapes de la simulation virtuelle à l'aide d'un objet-test comportant des inclusions de formes et de dimensions connues.

3.1.3.1 Vérification pour un isocentre unique et central

Un objet-test contenant une inclusion cubique ou sphérique est placé sur la table du scanner. Des repères radio-opaques fixés à la surface de l'objet test matérialisent la projection du centre de l'inclusion et permettent de le positionner au point de référence de l'acquisition (point de croisement des nappes laser). Après l'acquisition des images et le transfert vers la console de simulation virtuelle, l'inclusion peut être contourée et l'isocentre déterminé en mode automatique au centre de la sphère ou du cube. Il est à noter que plusieurs modes automatiques ont été élaborés par les constructeurs :

- Boite parallélépipédique, sphère ou ellipsoïde englobant le volume, l'isocentre est calculé au centre de la forme géométrique tridimensionnelle.

- Calcul de l'isocentre dans la coupe de référence à partir du contour 2D de l'inclusion dans cette coupe ou dans les coupes strictement adjacentes.

- Centre d'un rectangle circonscrivant le contour 2D dans un plan particulier ou sur une vue DRR.

Si le système fonctionne correctement, les coordonnées de l'isocentre calculées à l'intérieur de l'objet test doivent être identiques à celles du point de référence (zéro de l'acquisition). Aucun décalage n'est généré, aucun déplacement de laser n'est nécessaire ; le test limité au calcul des coordonnées d'un isocentre relatif à une structure peut donc s'arrêter là.

3.1.3.2 Vérification pour un ou plusieurs isocentres décalés

De manière complémentaire, il est nécessaire de vérifier le décalage lorsque l'isocentre de traitement est déplacé par rapport au point de référence initial : dans ce cas, il est nécessaire de repérer sur l'objet test, à l'aide de repères radio opaques, un autre ou plusieurs autres points remarquables, de coordonnées connues. Ce ou ces points peuvent correspondre à d'autres inclusions si l'objet test en dispose. La procédure est identique à celle décrite précédemment :

- le fantôme est placé sur la table du scanner, les repères radio opaques qui matérialisent un point de référence à l'intérieur d'une inclusion sont alignés sur les lasers,
- acquisition et transfert des images,

- détermination de l'isocentre de référence sur la console de simulation virtuelle,
- détermination du ou des autres isocentres, manuellement (à la souris), au clavier (en tapant les coordonnées) ou en mode automatique après contourage des autres inclusions,
- transfert des coordonnées du ou des autres isocentres vers le système de repérage laser,
- mesure des écarts entre les coordonnées attendues et celles obtenues sur l'objet test par les lasers.

La réalisation des deux précédents tests permet en cas de problème, de faire la part des choses entre un défaut qui serait uniquement dû à un mauvais calcul de l'isocentre et un défaut dû à un mauvais report par le système laser. Le premier test ne concerne en effet que le calcul automatique sur la console de simulation virtuelle, le deuxième peut mettre en évidence soit un problème de calcul de l'isocentre, soit de report vers le système laser ou bien une combinaison des deux.

3.1.3.3 Cas particulier d'un isocentre calculé à partir de plusieurs structures distinctes

Certains systèmes de simulation virtuelle permettent de calculer un isocentre à partir de plusieurs structures distinctes ce qui est particulièrement intéressant lorsque deux ou plusieurs lésions tumorales séparées doivent être irradiées par le même groupe de faisceaux (par exemple : volume tumoral principal et ganglions envahis).

Si l'objet test utilisé possède plusieurs inclusions et que les coordonnées de leur centre respectif sont connues, il est aisé après contourage de ces structures de faire calculer l'isocentre par les différentes méthodes automatiques précédemment citées. Par exemple pour deux structures, le calcul du nouvel isocentre doit donner les coordonnées du point situé à mi-distance des deux centres.

- N.B. : Il va de soi que ces tests doivent être précédés :
- de la vérification du système des lasers (cf. § 2).

- de la vérification du déplacement mécanique de la table et de sa cohérence avec l'affichage des recopies digitales des mouvements (hauteur de table et déplacement longitudinal). Ceci est d'autant plus impératif pour les systèmes de repérage à seulement une ou trois nappes laser mobiles pour lesquels le repérage des points s'effectue grâce aux déplacements de la table, pour compenser l'absence de mouvements des lasers (cf. § 1-2).

Ces procédures simples permettent de vérifier la cohérence de l'ensemble du système de simulation virtuelle pour ce qui concerne les coordonnées des points « isocentre ». Les décalages entre les points créés sur la console et leur report sur le fantôme y sont vérifiés ainsi que la pertinence du calcul des coordonnées d'un point déterminé à partir de un ou de plusieurs volumes après contourage.

Objet test : Un cube possédant des billes en acier insérées au barycentre et en des points de coordonnées connues.



Figure 4 : Fantôme cube utilisé pour vérifier le positionnement des isocentres.

Remarque : En fonction des systèmes de simulation virtuelle, un isocentre peut être attaché ou non à une coupe. Si l'isocentre est lié à une coupe, l'erreur intrinsèque dans la direction longitudinale est de \pm e/2.

3.1.4 Vérification de la reconstruction des DRR

La DRR est une image numérique représentant la projection orthogonale d'un faisceau de rayons X [22, 23, 24]. La simulation virtuelle permet d'obtenir des DRR selon des plans qui ne sont pas accessibles en simulation classique. De plus, elle doit nous fournir, grâce au dessin des contours de la tumeur et des organes sur les coupes axiales, les informations suivantes :

- La visualisation de la projection exacte du contour de la tumeur
- La visualisation de la projection des organes à risque
- La visualisation de repères marqués à la peau en vue d'une mise en place optimale du traitement.

Le contrôle de qualité de la DRR va porter sur la performance de l'algorithme de reconstruction et d'interpolation. La qualité des DRR peut être caractérisée par la divergence de la reconstruction, la linéarité spatiale, la résolution spatiale et la résolution à bas contraste [25].

Objet test : Un cube de polystyrène comportant des cercles de diamètres calculés en fonction de la divergence des faisceaux et un système d'axes gradués permettant d'évaluer la linéarité spatiale.

3.1.4.1 Vérification de la divergence de la reconstruction

La vérification peut être réalisée pour deux DSP avec un objet test constitué d'un cube (fig. 5) de 20 cm de coté, possédant un cercle de 6 cm de diamètre sur la face antérieure et deux cercles de 6,6 cm et de 8 cm de diamètre sur la face postérieure, centrés sur l'axe du cube. L'isocentre est placé au centre du cube. Les diamètres de 6 et 8 cm sont choisis de telle sorte que pour une DSP de 60 cm, les deux cercles se confondent si l'algorithme est correct. De même pour une DSP de 200 cm les deux cercles de 6 et 6,6 cm doivent coïncider. Ces deux valeurs de DSP correspondent à des valeurs minimum et maximum permises par un constructeur de simulateurs virtuels. L'erreur acceptable est de 1 %, soit 1° pour une d istance de 100 cm.



Figure 5 : Fantôme vu en coupe comportant sur la face antérieure un cercle de 6 cm de diamètre et sur la face postérieure deux cercles de 6,6 et 8 cm de diamètre.

3.1.4.2 Linéarité spatiale

La linéarité spatiale des DRR peut être facilement évaluée en plaçant des grilles graduées sur deux faces orthogonales d'un fantôme cubique. Avec les outils de mesure disponibles sur le système, il suffit de mesurer des distances connues entre graduations ou repères. Des distorsions spatiales sont observables s'il apparaît des différences entre mesures et distances réelles (fig. 6a). Si le logiciel ne dispose pas d'outils de mesure, il est possible d'utiliser le contour d'un ou plusieurs champs de traitement, symétriques ou asymétriques et de les superposer aux graduations du fantôme (fig. 6a).

La différence ne doit pas être supérieure à 1 % entre la valeur mesurée et la valeur réelle, c'est à dire que la différence doit être au maximum de 1 mm pour 100 mm de distance.

Ces tests doivent être réalisés sur les DRR de face et de profil.



Figure 6 : Exemples de faces antérieures et latérales du fantôme permettant de vérifier la linéarité spatiale de la DRR.

3.1.4.3 Vérification des contours en mode Beam's Eye View (BEV)

La divergence des contours projetés est évaluée en utilisant une méthode identique à celle décrite dans le paragraphe (3.1.4.1). Un seul contour du fantôme est placé à une distance choisie de l'isocentre du faisceau. En plaçant l'isocentre sur la face antérieure du fantôme et en faisant varier la DSP (fig. 7), l'élongation du contour sur la face postérieure du fantôme peut être calculée en utilisant la méthode des triangles semblables. La différence entre la valeur calculée et mesurée donne une valeur de l'erreur commise sur la divergence des contours.

Le niveau de tolérance sur la divergence des contours ne doit pas dépasser 1° soit 2 mm pour une DSP supérieure ou égale à 100 cm.



Figure 7 : Fantôme composé d'un cube de polystyrène, contenant une sphère de matériau de densité différente. Les BEV sont réalisées sous différentes incidences pour différents isocentres (Bras 0[°]).

Remarque : Pour vérifier si la projection des contours, quel que soit l'angle du faisceau et de la table, est correcte, un objet test tel qu'une sphère de dimension connue est idéal. En faisant varier les angles de bras, de collimation, de table et en plaçant l'isocentre au centre de la sphère on doit retrouver les dimensions de la sphère quelle que soit la direction. En déplaçant l'isocentre et en utilisant la méthode des triangles semblables on doit être capable de calculer les dimensions de la sphère et de les comparer à la mesure.

3.1.4.4 Résolution spatiale de la DRR

3.1.4.4.1 Influence de l'épaisseur des coupes sur la reconstruction de la DRR

Pour mettre en évidence l'influence de l'épaisseur de coupe sur la résolution spatiale de la DRR on peut faire l'acquisition d'un fantôme de plexiglas, percé de trous de 6,25 mm, 5 mm, 4 mm, 3,6 mm, 3 mm, 2,5 mm, perpendiculairement à son plan et calculer l'image reconstruite.

La figure 8 b met en évidence selon l'axe longitudinal l'influence de l'épaisseur des coupes sur la résolution spatiale et notamment la forte élongation des cylindres pour des coupes de 5 mm. On peut mesurer une élongation moyenne allant de 1,5 pour des coupes de 2 mm à 3 pour des coupes de 5 mm. Cette élongation qui augmente quand le diamètre du cylindre diminue est liée d'une part à l'effet induit par l'acquisition partielle d'un volume « trou » et d'autre part, à l'épaisseur de coupe supérieure au volume à visualiser.

Sur l'axe perpendiculaire x, les distances sont restituées avec une incertitude liée à la taille du pixel, soit inférieures au mm.



Figure 8 : Image DRR d'un fantôme cylindrique de plexiglas possédant des trous cylindrique de diamètre 6,25 mm, 5 mm, 4 mm, 3,6 mm, 3 mm, 2,5 mm chacun séparés de l'autre de 4 fois le diamètre des trous a) coupes 2 mm, pitch 1 ; b) coupes 5 mm, pitch 1

Objet test : Un fantôme dédié à la résolution spatiale en tomographie, acquis perpendiculairement au plan des mires

3.1.1.4.2 Mesure de la FTM

La résolution spatiale des DRR dépend fortement, dans la direction longitudinale, de l'épaisseur des coupes et de la valeur du pitch pour une distance à l'isocentre donnée. Par contre la résolution à bas contraste est moins tributaire de ces paramètres.

Rathee et Al [16] ont évalué la fonction de transfert de modulation en fonction de la fréquence spatiale en mode axial et spiralé pour différentes épaisseurs de coupe et de pitch. Pour cela, ils ont utilisé un fantôme de tomographie General Electric dédié à la mesure de la résolution axiale comportant 5 groupes de mires de 0,6 - 1 - 1,6 - 1,9 et 2,4 paires de lignes par cm. Le fantôme est placé sur la table de manière à ce que le plan des mires soit perpendiculaire au plan des coupes.

a) Méthode objective de vérification de la résolution spatiale des DRR

La FTM est estimée par la formule suivante :

$$MTF(F) = \frac{100}{\sqrt{2}} \frac{\sqrt{M(F)^2 - N^2}}{\left| CT_{plexi} - CT_{eau} \right|}$$

où **M(F)** est l'écart type dans la région contenant une mire à la fréquence de f paires de lignes par cm,

CT plexi et **CT eau** sont les valeurs moyennes des nombres de Hounsfield de la ROI contenant le plexiglas et l'eau,

N est le bruit mesuré dans une région uniforme de l'image.

Cette étude met en évidence que la résolution spatiale de la DRR augmente quand l'acquisition est faite en coupes axiales jointives et fines inférieures à 3 mm ou avec une acquisition hélicoïdale faite avec des coupes d'épaisseur inférieures ou égales à 3 mm avec un pitch de 1.

b) Méthode subjective de vérification de la résolution spatiale

Les DRR présentées dans la figure 9 a et 9 b ont été obtenues en faisant l'acquisition de l'ensemble des mires de haute résolution du fantôme Catphan 500 dans le plan perpendiculaire au plan de la mire. Les DRR calculées ont été acquises successivement pour des coupes de 3 mm avec un pitch de 1,5 et des coupes de 2 mm avec un pitch de 1.

L'étude des mires (fig. 9 b) montre que pour des coupes jointives (p=1) et de faible épaisseur ($e \le 2$ mm), la résolution spatiale des DRR est meilleure que sur des DRR acquises avec des coupes de 3 mm et un pitch de 1,5 (fig. 9 a). On observe sur la figure 9 a, l'incapacité du système à reproduire une image correcte de la mire dans le sens longitudinal au-delà d'une fréquence spatiale de 2 paires de lignes par cm (résolution de 0,25 mm)

Cette méthode permet raisonnablement de mesurer une résolution maximale de 3 ou 4 paires de lignes par cm pour des coupes de 2 mm avec un pitch de 1 soit une résolution visuelle observable pour des éléments de mire espacés de 0,167 mm à 0,125 mm.



Figure 9 a : e = 3 mm, Pitch = 1, 5



Figure 9 b : e = 2 mm, Pitch =1

3.2 Vérification des outils de balistique de la simulation virtuelle

Les principales fonctions à vérifier dans cette partie qui concerne la mise en place virtuelle de la balistique de traitement sont :

- la taille du champ
- la rotation du bras de l'accélérateur
- la rotation du collimateur
- la rotation de la table
- l'ajustement de l'isocentre
- les fonctions d'agrandissement appliquées aux DRR

3.2.1 La taille du champ

Un fantôme cubique comportant des champs de dimensions connues, dessinés et centrés sur les faces, permet de vérifier si le bord d'un faisceau coïncide avec les formes de champs symétriques ou asymétriques. La linéarité spatiale des contours de faisceaux peut être évaluée.

Objet test : Un cube de polystyrène comportant sur deux faces un système d'axes gradués permettant d'évaluer la linéarité spatiale (fig. 6 a, b).

3.2.2 Rotation du bras de l'accélérateur

Le même fantôme proposé pour vérifier la linéarité spatiale des DRR (fig. 6 a, b) peut être utilisé. Le test consiste à définir l'isocentre au centre du cube, bras à 0°, puis à appliquer une rotation de 90° au bras. La coïnciden ce du champ isométrique choisi avec la forme du champ placé sur la face orthogonale donne une estimation de la précision de l'algorithme de calcul de la DRR après une rotation. Il faut cependant répéter le test pour différents angles du bras pour vérifier le calcul de la matrice de rotation.

Aussi pour répondre à cette question, on peut par exemple mesurer sur les faces en plexiglas d'un fantôme, la distance d entre l'axe du fantôme matérialisé et l'axe du faisceau projeté. Si on place l'isocentre au centre du fantôme, l'angle du bras α est donné par l'arc tangente du rapport de la distance mesurée d sur la demi épaisseur du fantôme l, soit α = arc tan(d/l)





3.2.3 Rotation du collimateur

La précision de la rotation virtuelle du collimateur peut être évaluée en faisant varier l'angle pour différents degrés. Une méthode simple consiste à choisir un angle au hasard, puis à adapter les dimensions du champ de façon qu'un des axes de la grille du fantôme partage ce champ en deux triangles rectangles (fig. 11). Il suffit alors, soit de comparer la valeur de l'hypoténuse H calculée à la mesure de la diagonale du champ projetée mesurée sur l'axe de la grille du fantôme avec un outil de mesure, soit directement d'évaluer l'angle α avec α = arc tan(x / y).



Figure 11 : Méthode d'évaluation de l'angle de rotation du collimateur par la mesure de la diagonale du champ.

3.2.4 Rotation de la table

Une attention particulière doit être apportée aux possibilités de mouvement de rotation de la table. Ses mouvements et le sens de rotation doivent être décrits dans le paramétrage du simulateur virtuel surtout en raison du risque de collision avec le bras de l'accélérateur. La précision de la qualité de rotation de la table est évaluée avec la

même procédure que celle mise en œuvre pour vérifier la précision de la rotation du collimateur, paragraphe 3.2.3 (fig. 11).

3.2.5 Positionnement de l'isocentre

Selon les procédures, l'isocentre peut être placé durant la phase de repérage des volumes, puis modifié durant la phase de mise en place de la balistique de traitement. Les algorithmes assurant le positionnement des isocentres (différents algorithmes peuvent participer au calcul de l'isocentre sur une station de SV) doivent alors prendre en compte les manipulations qui sont réalisées sur les faisceaux. La modification de la position de l'isocentre ou la mise en place d'un nouvel isocentre de traitement sont des situations fréquentes durant la phase de simulation virtuelle. Nous proposons d'utiliser la même procédure que celle mise en œuvre dans le paragraphe 3.1.3.

3.2.6 Fonction zoom

Cette fonction présente un grand intérêt pour mieux visualiser les structures et placer manuellement des contours avec précision. Un facteur d'agrandissement peut être appliqué aussi bien aux coupes qu'aux DRR. Toutefois, ce facteur n'est pas toujours maîtrisable car la taille des reconstructions dépend du champ d'acquisition. Le coefficient d'agrandissement est donc très variable.

Pour vérifier que les distances sont bien conservées, aussi bien sur les DRR que sur les coupes, il suffit de comparer les distances mesurées avec l'outil de mesure, aux distances réelles mesurées sur l'objet test et de vérifier que la linéarité spatiale est conservée en fonction de l'agrandissement. Le niveau de tolérance admis doit être de moins de 1 % pour un facteur d'agrandissement de 75 % à 150 %.

3.3 Niveaux de tolérance sur les outils de simulation virtuelle

3.3.1 Paramètres d'acquisition des données anatomiques

D'une manière générale les tests doivent être effectués avec les paramètres d'acquisition élaborés pour les protocoles utilisés en routine dans chaque localisation analysée. On privilégie des coupes d'épaisseurs inférieures ou égales à 3 mm et un pitch proche de 1 pour l'acquisition du volume au niveau tumoral (Cf. Tableau I).

3.3.2 Niveaux de tolérance sur les outils de simulation virtuelle

Le tableau V présente les niveaux de tolérance pour les outils utilisés en simulation virtuelle. Ces niveaux de tolérance sont en général admis par les sites pratiquant la simulation virtuelle. Ils peuvent varier en fonction des caractéristiques des appareils et des logiciels (épaisseur des coupes, taille du pixel, pitch, etc.). Le tableau VI présente les fréquences des contrôles des outils de simulation virtuelle.

Tableau V : Niveaux de tolérance acceptables sur les modules logiciels du simulateur virtuel [19].

Composantes logicielles du simulateur virtuel	Tests	Tolérance
Localisation de la zone cible	Vérification du contour	1 pixel *
	Calcul de l'isocentre	 ≤ à mi-épaisseur des coupes selon l'axe des coupes et de 1 pixel dans le plan des coupes
	Déplacement de l'isocentre	Idem au calcul de l'isocentre
Image radiographique reconstruite (DRR)	Divergence du faisceau	Angle de divergence ≤ à 1° au-delà de 100 cm
	Linéarité spatiale	≤ 1 mm sur 10 cm (1%)
Vérification des contours	Divergence des contours	≤ à 1° pour tous les champs à DSP ≥ 100 cm
	Linéarité spatiale	≤ 1 mm sur 10 cm (1%)
Paramètres de la simulation virtuelle	Rotation du bras	≤à 1°sur 90°
	Rotation du collimateur	≤à 1°sur 90°

Rotation de la Table	≤ à 1°sur 90°
Taille des champs	 à la mi-épaisseur des coupes selon l'axe des coupes et de 1 pixel dans le plan des coupes
Isocentre	 ≤ à mi-épaisseur des coupes selon l'axe des coupes et de 1 pixel dans le plan des coupes
Zoom	≤ 1 % sur une plage de 75 % à 150 %.

* 1 pixel =0,5 à 1 mm selon la taille de la matrice de reconstruction.

3.4 Périodicité du contrôle de qualité des outils de la simulation virtuelle

Tableau VI : Fréquence du contrôle de qualité des outils de la simulation virtuelle

La station de travail	A la livraison, après chaque modification ou réparation du système.
Le package logiciel	A la livraison, après chaque version du logiciel.

4 - Contrôle de qualité du transfert des données ou des objets

Le contrôle de la qualité de l'information transmise entre le scanner et la station de simulation virtuelle ou bien entre la station de simulation virtuelle et le système de planification des traitements doit être évalué du fait de l'utilisation de différents protocoles de communication.

L'avènement de la norme ACR-NEMA DICOM 3 et ses extensions RT [26] permet de faciliter la communication entre systèmes hétérogènes par la mise en commun d'un protocole de communication et d'un format de données.

Il faut noter que le standard DICOM s'appuie sur la norme IEC 61217 [35] qui fixe des références sur le format des images numériques, les systèmes de coordonnées, les

mouvements, les échelles des appareils de traitement, etc. Au préalable des transferts d'images, le format des images et la description des mouvements doivent respecter cette norme, sur chaque système (scanner, station de simulation virtuelle, TPS) en conformité avec les caractéristiques des appareils de traitement installés.

Parmi les sources d'erreurs dans le transfert, deux peuvent être mises en évidence :

- a) Les données sont souvent encodées au format DICOM pour l'exportation, puis remises à un format propriétaire pour leur traitement. Ce codage et ce décodage réalisés par des systèmes différents peuvent engendrer des erreurs qui sont générées soit par le retraitement des données soit par une mauvaise gestion des champs de données au format DICOM.
- b) Dans le formalisme DICOM, l'utilisation par les constructeurs de « champs propriétaires » pour décrire certaines fonctionnalités propres à leur système est une limite à la connectivité entre systèmes de marques différentes. La présentation par tous les constructeurs d'un certificat de conformité DICOM est essentielle pour la bonne compréhension des transferts, mais pas suffisante.

Il est donc conseillé de réaliser la vérification du transfert des données dans le cadre d'un contrôle de qualité de l'ensemble des éléments de la chaîne de traitement avec un ou des objets tests dont les caractéristiques (dimensions, distances, nombres de Hounsfield etc. ...) sont connus et sont vérifiés sur chacune des stations (scanner, station de simulation virtuelle, système de planification dosimétrique).

4.1 Les principaux éléments à analyser lors d'un transfert d'images

Dans ce cadre, les principaux tests concernant le transfert des données et des images entre le scanner et la station de simulation virtuelle (ces mêmes tests sont à réaliser sur le transfert des données entre la station de simulation virtuelle et le TPS [31]) doivent porter sur :

a) Les caractéristiques des images transférées

Les caractéristiques géométriques des images doivent rester identiques entre le scanner et la station de simulation virtuelle. Ces informations portent sur la restitution de la taille du pixel, le nombre de pixels, la taille de la matrice de reconstruction, le codage des niveaux de gris, l'épaisseur de coupes, etc. Si la station de simulation virtuelle et le scanner ne sont pas développés par le même constructeur, des erreurs liées à des conventions de lectures différentes ou des formats d'images non compatibles peuvent se produire, comme la perte ou la saturation des niveaux de gris et des distorsions dans les images.

b) L'orientation des images

L'orientation des images dans les directions tête – pied et droite - gauche doit être vérifiée lors des transferts entre le scanner et la station de simulation virtuelle. La

bonne orientation des images dépend à la fois de la notation de l'information à l'acquisition des images et l'application d'une norme identique (IEC par exemple) dans le référencement des coupes sur les deux systèmes communiquant. Un champ DICOM spécifique et obligatoire gère cette information. Toute erreur sur l'orientation des coupes conduit à un mauvais repérage et à une balistique erronée.

c) Le transfert des niveaux de gris

Les niveaux de gris doivent être précisément transférés pour deux raisons :

- Restituer strictement la relation entre les nombres Hounsfield et les densités électroniques relatives à l'eau de chaque tissu,
- identifier de manière précise les tissus pathologiques des tissus sains et plus généralement assurer la définition précise de tous les volumes cibles ou à risques.

Une mauvaise restitution des niveaux de gris aboutirait à une interprétation erronée des images et à des erreurs dans la distribution de la dose.

d) La distorsion des images

L'utilisation d'un objet test ayant des dimensions définies et une géométrie reproductible permet de vérifier les distorsions qui peuvent se produire lors du transfert des images vers la station de simulation virtuelle. Il est conseillé de vérifier des distances, des surfaces et des volumes sur un objet dont la géométrie est connue, pour détecter toute anomalie dans la restitution de l'information.

e) La description textuelle de l'examen

Enfin, toutes les données concernant l'acquisition doivent pouvoir être restituées correctement sur la station de simulation virtuelle de façon à pouvoir corréler impérativement les images transmises à l'acquisition réalisée. Ces informations concernent les données démographiques du patient, le protocole d'acquisition, la date, l'heure et toute information portant sur les paramètres d'acquisition.

Objet test : Un fantôme anthropomorphique ou certains objets tests précédemment décrits.

4.2 Niveaux de tolérance et périodicité sur le contrôle de qualité du transfert d'images

Le tableau VII présente les niveaux d'acceptabilité et les périodicités des contrôles à réaliser sur le transfert des images. Lors d'un transfert d'images aucune information ne doit être perdue ni altérée ce qui correspond à une acceptabilité sans compromis.

Transfert d'un fantôme de géométrie connue – Environ 100 coupes	Acceptabilité	Périodicité
Caractéristiques des images transférées Orientation des images Transfert des niveaux de gris Distorsion des images Description textuelle de l'examen	Restitution stricte de toutes les données et dimensions.	Après chaque changement d'un matériel ou de logiciel
Vérification du temps de transfert*	= Vitesse de transfert à la réception du système	Après chaque changement d'un matériel ou logiciel réseau * Quotidienne en routine

Tableau VII : Evaluation des performances du transfert des images

* Pour améliorer la vitesse de transfert des données entre systèmes, les paramètres d'ajustement du flux de données pourront être optimisés sur le port du switch avec l'aide d'un ingénieur réseaux.

5 - Contrôle de qualité du reprographe

5.1 Le reprographe

Les reprographes sont des appareils qui par des techniques diverses permettent d'imprimer une image analogique ou numérique sur film ou sur papier à sec, sans chimie (sans utilisation d'un fixateur, de révélateur et d'eau). Les reprographes du marché se divisent en deux groupes :

- Les reprographes lasers haut de gamme « gravant » des films avec une très

grande résolution (12 à 20 pixels/ mm).

- Des imprimantes thermiques ou à sublimation d'encre plus répandues et moins coûteuses qui permettent à l'utilisateur de reproduire des images numériques sur papier ou film transparent de format A4, A3 ou plus.

En général ce sont ces derniers qui sont proposés par les constructeurs. Les résolutions produites par des reprographes dédiés à la simulation virtuelle sont de 300 DPI (Dots Per Inch).

5.2 Transfert de l'image vers le reprographe

Deux protocoles de communication peuvent être mis en œuvre sur les CSV :

- Le protocole standardisé DICOM Print proposé par la majorité des systèmes de simulation virtuelle

- Le protocole de communication réseau normalisé FTP (File Transfert Protocol) est fourni avec les couches réseaux des systèmes d'exploitation. Il permet d'exporter très simplement des images à tous types de formats (jpeg, Tiff, gif, raw, ...)

5.3 Contrôle de qualité de la reprographie

Pour évaluer la qualité de l'image *(résolution, contraste, dimensions, etc.)*, il faut imprimer l'ensemble des tests réalisés sur les DRR et la balistique de traitement et vérifier si la quantité et la qualité des informations présentes sur l'écran (détails, contraste, lisibilité des objets) sont bien reproduites sur les medias (papier, film). Pour cela, l'utilisation d'un fantôme ou d'une série d'objets tests de formes remarquables est nécessaire.

L'image reproduite doit être identique à celle visualisée sur l'écran et les niveaux de tolérance acceptables sont normalement les mêmes que ceux décrits au paragraphe 3.3.

Si l'image est retravaillée par le « simulateur virtuel », les procédures de contrôle de qualité décrites dans les chapitres 2 et 3 doivent être systématiquement reprises et les mesures faites sur écran doivent être réitérées sur le système de reprographie.

En reprenant les tests faits à l'écran et en les imprimant, il est possible de vérifier :

- la linéarité spatiale,

- De retrouver toutes les distances mesurées sur le fantôme à l'aide d'une échelle ou sinon de retrouver les proportionnalités (en tenant compte du facteur d'agrandissement). Parmi les défauts apparaissant au cours du temps sur les reprographes on peut citer l'usure des parties mécaniques, dont le mécanisme d'entraînement du support d'impression. Sachant que l'image finale est obtenue par application de trois couches de couleurs (rouge, bleu, jaune) donc trois passages dans l'imprimante, une imprécision dans l'entraînement peut générer des distorsions et des modifications de couleurs dans les zones de l'image [27].

Des problèmes de transfert souvent aléatoires, liés au pilote d'impression (driver) ou à la gestion de la mémoire du périphérique peuvent apparaître. Ils sont détectables puisque l'impression est incomplète ou présente des aberrations (taille, densité de gris, pertes d'informations). Dans ce cas, une vérification simple via un objet test est recommandée.

Enfin, un dernier point important en cancérologie, concernant la conservation physique des images dans le cadre d'un usage médico-légal, les impressions thermiques ou par sublimation d'encre ont des durées de conservation dans des conditions normales de température (15 à 30 °C) et d'humidité (20 à 75 %), beaucoup plus courtes (du fait de la fragilité de l'impression, du papier et de l'usage) que les reprographies lasers et surtout les films « chimiques » (30 ans).

5.4 Niveaux de tolérance et périodicité sur le contrôle de qualité de la reprographie

Les niveaux de tolérance sur les éléments reprographiés (tableau VIII) doivent être comparables à ceux décrits dans le tableau V. Il faut ajouter à ceux-ci les niveaux de tolérance sur la qualité globale de l'image (liée au nombre de niveau de gris supportable par l'imprimante, et à la mise au point de la correction gamma) et la précision mécanique dans l'entraînement du support.

Les périodicités des contrôles sont liées aux interventions à la fois sur les matériels et les logiciels des reprographes et sur les stations de simulation virtuelle.

Tests	Ecart / Tolérance	Périodicité
Comparaison d'une image à une image de référence	Permet de vérifier les dégradations progressives des images.	A la réception du matériel, après chaque nouvelle version du logiciel du simulateur virtuel. Après intervention sur l'imprimante (mécanisme d'entraînement du papier) Après chaque anomalie détectée dans l'impression
Comparaison de l'image imprimée à l'image optimisée en niveau de gris sur la station	Doit offrir les mêmes informations distinctes au facteur d'échelle près. Aucune distorsion n'est acceptable.	A la réception du matériel, après chaque nouvelle version du logiciel du simulateur virtuel. Après intervention sur l'imprimante (mécanisme d'entraînement du papier) Après chaque anomalie détectée dans l'impression
Entraînement du support (papier, film)	< 1 mm	mensuelle

Tableau VIII : Niveaux de tolérance sur l'impression des images

6 - Les fantômes tests

Le contrôle de qualité des outils de la simulation virtuelle peut bien sûr être réalisé sans un fantôme spécifique. Dans ce cas, cela demande des analyses successives d'objets tests différents impliquant une disponibilité importante du scanner et de la console de simulation virtuelle et beaucoup de temps physicien...

6.1 Le Fantôme physique

La façon la plus simple de faire des mesures quantitatives sur les logiciels de simulation virtuelle est d'utiliser un objet test de dimensions connues et intégrant des parties spécifiques à chaque type de contrôle. Il existe peu de fantômes commercialisés mais on peut citer le fantôme du Fox Chase Center [29]. Ce fantôme est constitué d'un bloc de polystyrène de 15 cm de coté comportant quatre faces tests. Ce cube permet déjà de faire une évaluation des performances de l'outil de contour. Sur la face principale sont

gravées des formes géométriques qui permettent de mesurer la fonction de transfert de modulation, la finesse du contraste, la linéarité spatiale des DRR, la qualité de l'algorithme de reconstruction DRR, et la divergence de la reconstruction.

Un fantôme plus récent et plus complet est le fantôme Quasar produit par la société Modus et recommandé dans le rapport AAPM TG 66 [30].

Enfin, il faut également penser à différents types de fantômes commerciaux, non spécifiquement dévolus au contrôle de qualité en simulation virtuelle mais qui peuvent être, par la diversité des tests qu'ils proposent, d'excellents outils de contrôle.

6.2 Le fantôme numérique

Le fantôme numérique est un concept peu répandu. Le principe consiste à réaliser le contrôle de qualité sur des formes géométriques crées par un logiciel générateur de formes. Ainsi, l'utilisateur peut créer des objets tests « virtuels » adaptés à un ou plusieurs contrôles spécifiques ou généraux et les adresser via une interface DICOM à la station à contrôler. L'intérêt de ces fantômes réside dans l'infinité des tests qui peuvent être produits pour tous les types de station d'imagerie indépendamment de la mise en œuvre des imageurs en amont.

Nous citerons le travail fait par S. Beaumont et la société Qualiformed [34] en France pour concevoir un produit dédié spécifiquement au contrôle de qualité des stations d'imagerie.

7 - Conclusion

La simulation virtuelle est devenue aujourd'hui le moyen principal pour préparer tous les traitements de radiothérapie, grâce à la qualité des images scanner produites et à la puissance logicielle déployée pour segmenter les volumes cibles et à risque et ajuster la balistique des faisceaux. La simulation sur image scanner peut être enrichie grâce au recalage des images scanner avec celles issues de l'IRM ou de la TEP TDM aui apportent un supplément d'informations pour la détermination précise des GTV et CTV. L'introduction du la simulation virtuelle 4D où l'acquisition des volumes anatomique est couplée au rythme respiratoire assure pour les localisations thoraciques et abdominales (où les tumeurs sont mobiles), soit une meilleure définition des marges à appliquer au CTV pour définir l'ITV, soit une réduction importante de l'ITV en choisissant le volume à planifier dans une phase respiratoire adéquate pour réaliser l'irradiation. Si la simulation virtuelle est une nécessité pour initier un traitement conformationnel, l'introduction de l'IGRT par la reconstruction du volume par cone beam CT avant chaque séance de radiothérapie, constitue l'évolution logique dans la mise en application de la radiothérapie conformationnelle et le suivi morphologique du patient. En ce sens, les repères cutanés déterminés lors de la préparation perdent de leur prépondérance mais les repérages cutanés des isocentres constituent des références obligatoires pour tous les traitements.

Du fait de ses multiples composantes, la simulation virtuelle doit bénéficier d'un contrôle de qualité strict pour répondre aux nécessités de la radiothérapie de conformation,

qualité des images (coupes, DRR, BEV), qualité de la définition des volumes à risques et des PTV puis élaboration précise de la balistique. Toutes les fonctionnalités logicielles proposées doivent subir un contrôle de qualité selon des niveaux de tolérance et des fréquences décrites dans les tableaux présentés dans ce document. Pour valider au mieux toutes les phases, acquisition des images, contourage, simulation, impression des documents et transfert des données, un fantôme dédié paraît indispensable pour réaliser précisément et dans un temps raisonnable, le protocole de contrôle de qualité [28, 30, 31, 32, 34].

Bibliographie

[1] Sherouse GW, Bourland JD, Reynolds K, McMurry HL, Mitchell TP, Chaney EL. Virtual simulation in the clinical sitting : some pratical considerations. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1990; 19(4) : 1059 - 1065

[2] Sherouse GW, Chaney EL. The portable virtual simulator. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1991; 21(2) : 475 - 482

[3] Roseman J, Sailer SL, Sherouse GW, Chaney EL, Tepper JE. Virtual simulation : Initial clinical results. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1991; 20 : 843 – 851

[4] A Pratical Guide to CT simulation. Madison, Wisconsin : Advanced Medical Publishing, 1995 : 27 - 32

[5] Sherouse GW, Novins K, Chaney EL. Computation of digitally reconstructed radiography for use in radiotherapy treatment design. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1990; 18:651-658

[6] Cullip TJ, Symon JR, Rosenman JG, Chaney EL. Digitally reconstructed fluoroscopy and other interactive volume visualizations in 3D treatement planning. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1993; 27 : 145 - 151

[7] ICRU report 50: Prescribing, recording and reporting Photon Beam Therapy. Bethesda, Maryland: International Commission on Radiation Units and Measurements, 1993

[8] ICRU report 62 : Prescribing, recording and reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU report 50). Bethesda, Maryland : International Commission on Radiation Units and Measurements, 1999

[9] Beaudre A, Pica A. Simulation virtuelle : moyens et méthodologie. Cancer/Radiother 1997; 1 : 573 - 580

[10] Ernst O, Gaillandre L, Mizrahi D, Sergent G, Bonvarlet P, L'Hermine C. Factors of image quality in spiral X-Ray computed tomography. J Radiol 1995; 76(12): 1069 - 1072

[11] Brink JA. Technical aspect of helical (spiral) CT. Radiol Clin North Am 1995; 33(5): 825 - 841

[12] Hu H. Multi-slice helical CT : Scan and reconstruction. Med Phys 1999; 26(1) : 5 – 18

[13] Troccaz J. Image fusion methods for the repositioning of the patient in radiotherapy. Cancer Radiother 2000; 4(Suppl 1) 31s - 35s

[14] Beaumont S. La Simulation virtuelle (Session Tutoriale). Journées Scientifiques de la SFPM. Nantes - Juin 2001

[15] Décision du 22 novembre 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité des scanographes. JO du 7 décembre 2007.

[16] S. Rathee, B.G. Falllone, and D. Robinson . : Modulation transfert function of digitally reconstructed radiographs using helical computed tomography.. Medical Phys ; 29 (1), January 2002.

[17] Gilhuijs KGA ; Drukker K; Van de Ven PJH ; Van Herk MB. A new method for fast generation of digitally reconstructed radiographs (DRRs). Proceedings of the Xith International conference on the use of computers on radiation therapy, Manchester, 1994,228-229.

[18] Sherouse G W., Novins K., Chaney E. Computation of digitally reconstructed radiographs for use in radiotherapy treatment design. Int J Rad Oncol Biol Phys 1990; 18:651-658

[19] Coia RL, Schultheiss TE., Hanks G ; A practical guide to CT Simulation ; Advanced Medical Publishing ; Madison, Wisconsin , 1995.

[20] Starkschall G. and Horton J.: Quality Assurance in radiotherapy Physics (Proceedings of an American College of Medical Physics Symposium) Mai 1991.

[21] McCullough EC. and Holmes T W. : Acceptance testing computerized radiation therapy treatment planning systems: Direct utilization of CT scan data; Med. Phys. 12 (2), Mar/Apr 1985.

[22] Conway J and Robinson MH: CT Virtual simulation: The British Journal of Radiology Special Issue, November 1997.

[23] Ragan DP. Mesina TF. and Ratanatharathorn V. : CT - based simulation with laser patient marking. Med Phys 1993; 20 ; 379 -380

[24] Kiran P., McGee KP and Das IJ. : Evaluation of digital reconstructed radiographs (DRRs) used for clinical radiotherapy: A phantom study. Medical Phys ; 22 (11), Pt. 1, November 1995.

[25] Lemieux L.; Jagoe R.; Fish R.; Kitchen N. D. and Thomas D.G.: A Patient-tocomputed- tomography image registration method based on digitally reconstructed radiographs; Med. Phys. 21(11), November 1994.Edward C.

[26] ACR-NEMA : American College of Radiology - National Electrical Manufacturers Association . http://www.nema.org/nema/medical/dicom

[27] Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40 : Comprehensive

QA for Radiation Oncology. Med. phys. 21 (4), April 1994.

[28] Guide for Radiation/quality Assurance program Computed Tomography Equipment. New York State Department of health Bureau of Environmental Radiation Protection, 1992

[29] Mc Gee KP, Das IJ, Schultheiss TE, Sims C. A quality assurance phantom for digitally reconstructed radiograph (DRRs). Med Phys 1994 ; 21, 902

[30] Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 66 : QA for computed tomography-simulation process. Med. phys. 30 (10), October 2003.

[31] [Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 53 : QA for computed tomography-simulation process. Med. phys. 25 (10), October 1998.

[32] Craig T.C, Brochu D. and Van Dyk J. A quality assurance phantom for threedimensional treatment planning. Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys, 1999 Jul 1;44(4):955-66

[33] Garcia-Ramirez JL., Mutic S. Dempsey JF., Low DA. and Purdy JA. Performance evaluation of an 85 cm bore x-ray computed tomography scanner designed for radiation oncology and comparison with current diagnostic CT scanner. Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys. 52, 1123 -1131, 2002

[34] Denis E., Beaumont S., Guédon J.P., Torfeh T., Normand N., Ailleres N. : New automatic control methods for geometrical treatment planning system tools in external conformal radiotherapy. Medical imaging, 2008.

[35] IEC 61217, Radiotherapy equipment – Coordinates, movements and scales, International Electrotechnical Commission, apr 1, 2008