

Vérification des traitements et gestion du flux de données au département de radiothérapie de l'HMR

Patrice Munger, PhD

Physicien Médical

CIUSSS de l'Est-de-l'île-de-Montréal

Hôpital Maisonneuve-Rosemont

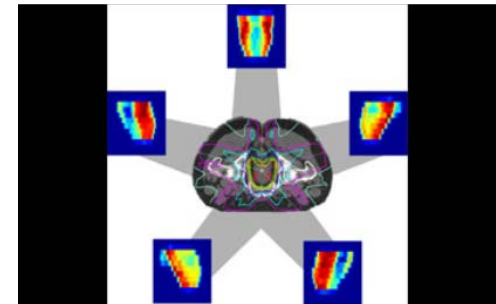
Congrès de la DGC 2016

*Centre intégré
universitaire de santé
et de services sociaux
de l'Est-de-
l'île-de-Montréal*

Québec 

radiothérapie

- Traitement local des cancers à l'aide de rayonnements ionisants
- Objectifs:
 - Détruire les cellules cancéreuses
 - Épargner les tissus sains
- Stratégies:
 - Incidences multiples
 - Incidences multiples (champs de traitement)
 - Appareils isocentriques (Linac)
 - Conformation à la tumeur
 - Collimateur multi-lame
 - Modulation d'intensité
 - VMAT

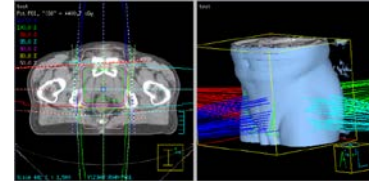
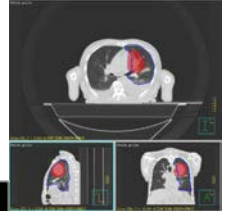


radiothérapie

L'écosystème



- Imagerie
 - Scan CT du patient en position de traitement
- Planification - Dosimétrie
 - Création d'un modèle virtuel du patient à partir des images
 - contours de la région à traiter
 - contours des organes à risque
 - Positionnement des champs de traitement
 - Optimisation / Calcul de la dose
 - Évaluation du plan
- Traitement
 - Linac
 - Imagerie embarquée
 - Positionnement
 - XVI, IVIEW



radiothérapie

L'écosystème

- Record & Verify (Mosaiq)
 - Dossier patient;
 - Enregistre et comptabilise la dose donnée;
 - Contrôle le linac;
- Archivage
 - Mosaiq Data Director;
 - Comme un PACS mais avec objets DICOM-RT;
 - **Dépôt officiel** des données DICOM;
- Autres systèmes
 - Vérification de dossier;
 - Contrôle de qualité de la physique.
- **Tous ces systèmes doivent communiquer ensemble!**



motivations

La radiothérapie:

- Fait appel à des technologies avancées
- Consomme, génère et implique un trafic important de données
 - **Besoin de gérer ce trafic: superbridge**
- De plus en plus complexe
 - 2D – 3D – IMRT – VMAT
- Erreurs peuvent être fatales!
 - **Vérification: patverif**

Logiciels maison: pas d'alternative commerciale



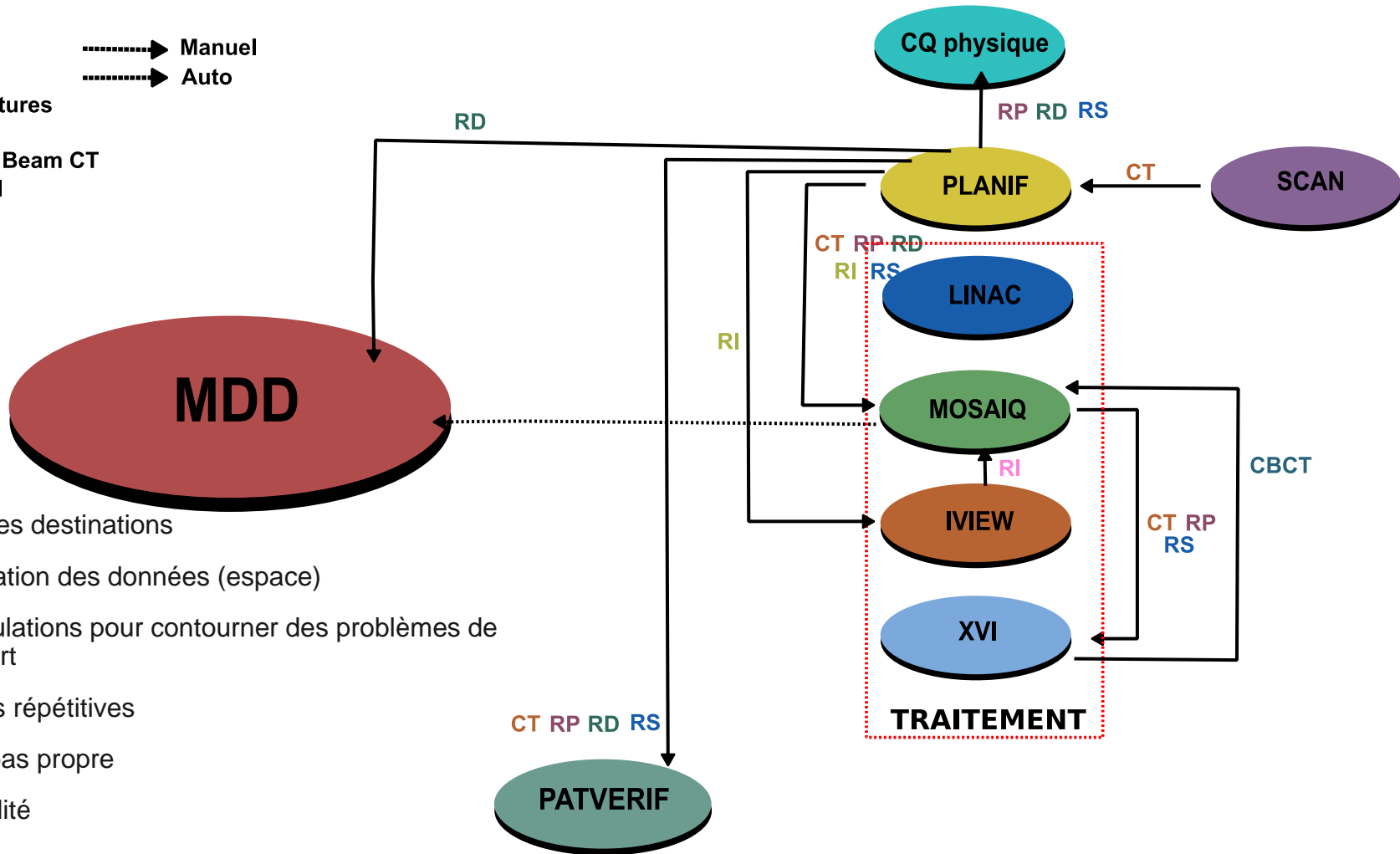
DICOM

- **D**igital **I**maging and **C**Ommunication in **M**edicine;
 - Depuis 1985 en radiologie;
 - Images (ex. CT);
- DICOM RT
 - RT-Structure (RS);
 - RT-Plan (RP);
 - RT-Dose (RD);
- Chaque objet possède un identificateur unique (UID);
- Chaque sous-système consomme et/ou génère des données DICOM-RT.



Flux des données DICOM

CT	Scan	----->	Manuel
RP	Plan	----->	Auto
RS	Structures		
RD	Dose		
CBCT	Cone Beam CT		
RI	Portal		
RI	DRR		

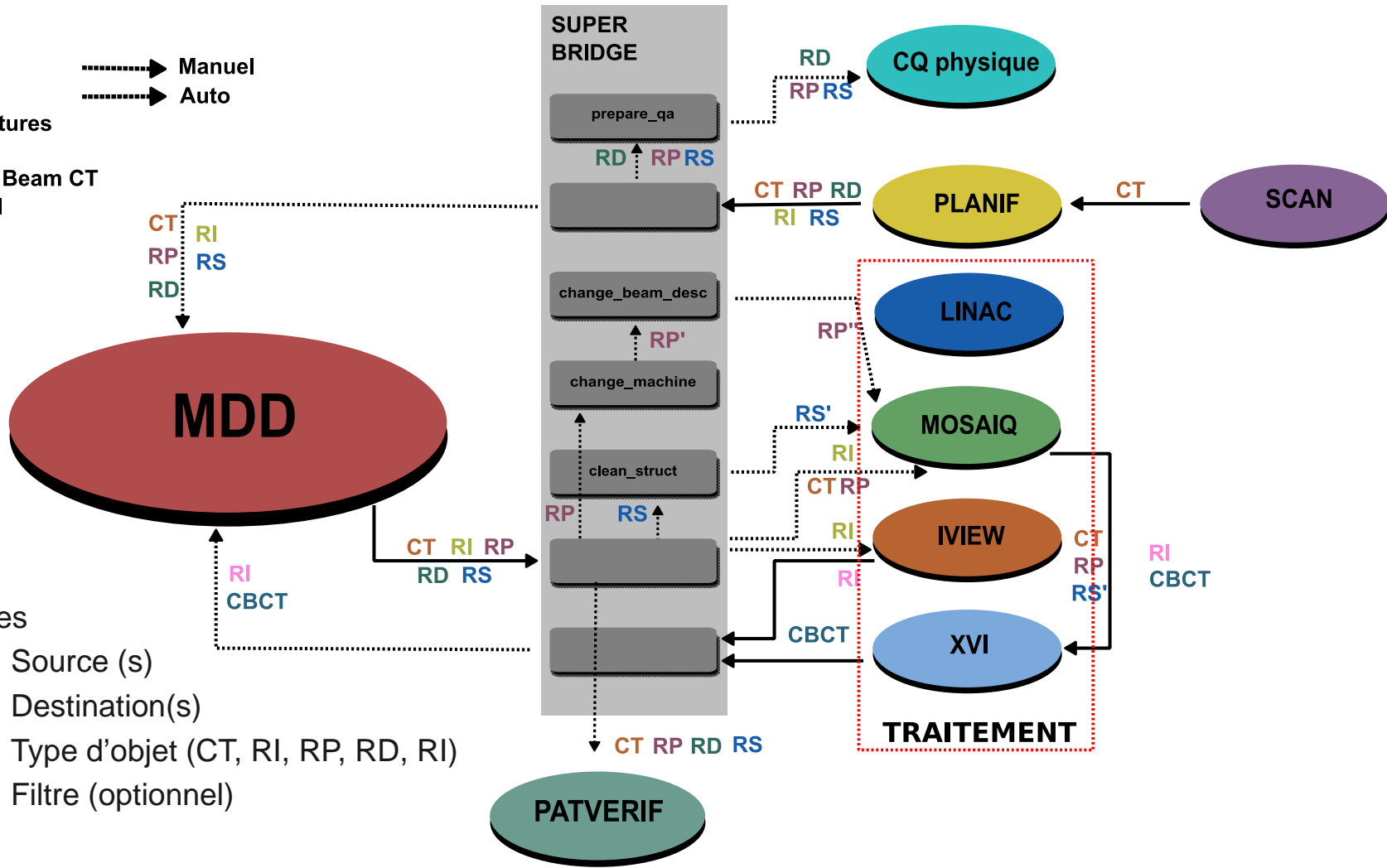


- Multiples destinations
- Duplication des données (espace)
- Manipulations pour contourner des problèmes de transfert
- Tâches répétitives
- MDD pas propre
- Instabilité



Flux des données DICOM

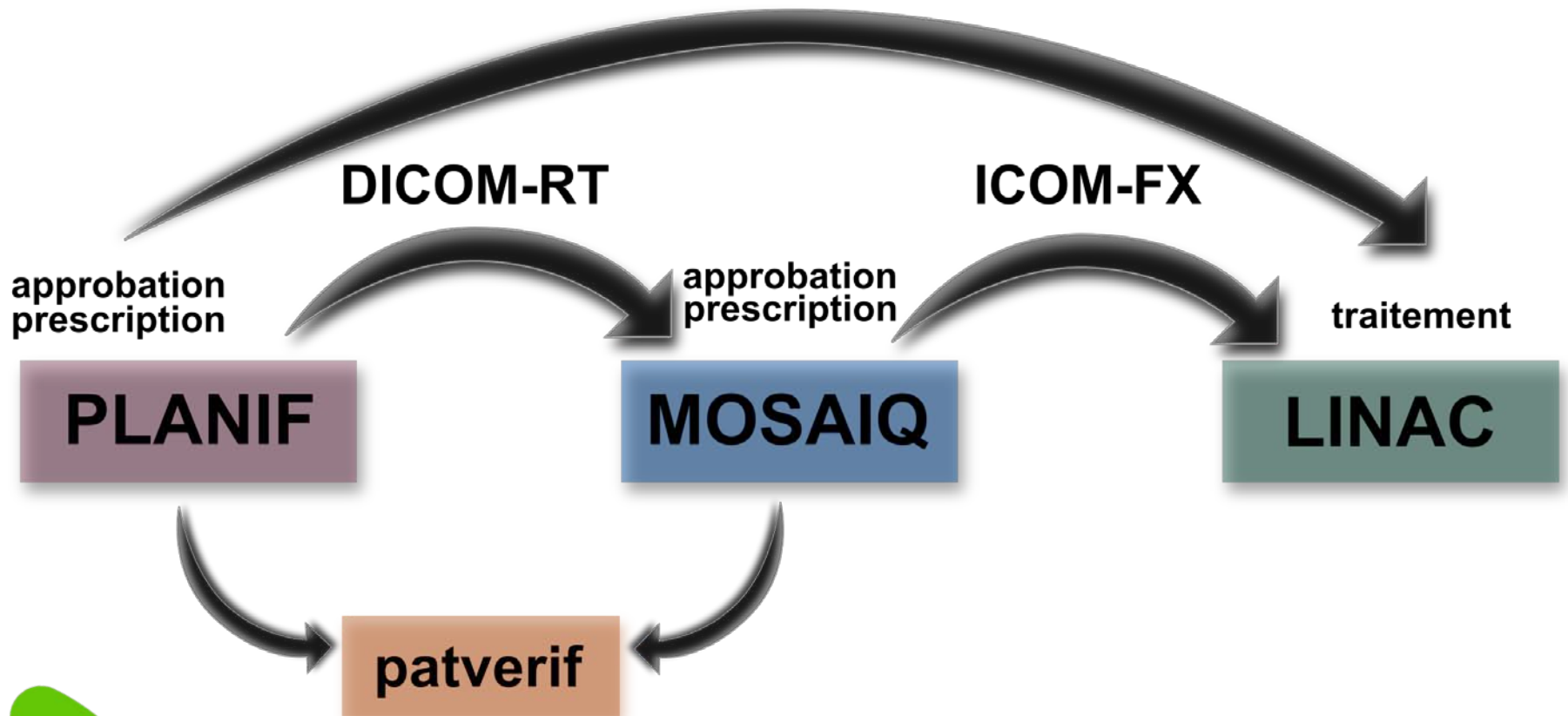
- CT Scan
 - RP Plan
 - RS Structures
 - RD Dose
 - CBCT Cone Beam CT
 - RI Portal
 - RI DRR
- - - - - Manuel
 - - - - - Auto



- Règles
 - Source (s)
 - Destination(s)
 - Type d'objet (CT, RI, RP, RD, RI)
 - Filtre (optionnel)



patverif



patverif

- Est exécuté avant le début du traitement de chaque plan de chaque patient;
- Compare les paramètres exportés du logiciel de planif vs les paramètres dans Mosaiq;
 - Prescription;
 - Paramètres des champs (mâchoires, lames, angles, etc.)
 - Vue la complexité des traitements, ne pourrait être fait manuellement;
- Effectue un calcul approximatif de la dose, indépendant du logiciel de planification pour fins de vérification.



Patient

Date	Patient	# HMR	Plan
2016-11-15 11:53:47	PIELLET MICHEL	1867695	A1 STEREO LSD
2016-11-15 11:50:45	HAMELET CHRISTELLE MS	1873767	C6 SACR COTESD
2016-11-15 10:59:53	PARENT ALISE MSC	1853538	SEIN D
2016-11-15 10:01:00	ELICOLBY MARIE-CLAUDE POLYMONET D	682688	LSG MED D11
2016-11-15 09:40:19	POITRAS YVON MMS	677467	MODIF SCAN 2
2016-11-15 09:32:03	POITRAS YVON MMS	677467	MODIF SCAN 2
2016-11-15 09:27:23	BELLAVANCE MARIE JUS	1061301	SEIN AXSCMI G
2016-11-15 08:53:04	ELICOLBY MARIE-CLAUDE	682688	CERVEAU
2016-11-15 08:33:51	THEOPET RONALD M G FEMUR G	1873641	FEMU G
2016-11-15 08:08:19	THEOPET RONALD M G JAMBE G	1873641	JAMBE G
2016-11-15 07:13:26	GAMACHE DAVID LSC	1859563	SEIN G
2016-11-14 17:09:45	DALPES JEAN MA	1304750	BASE LANGUE
2016-11-14 15:06:18	DUCHARME NANCIE MP	651771	SEIN D
2016-11-14 14:31:32	HOUDE MARIE-HELENE JUS	703239	SEIN DRT
2016-11-14 13:27:56	LAVOIE YVES MB	1874541	CERVEAU
2016-11-14 13:16:23	QUARTZ ALLIET	1872365	A1-A2 med
2016-11-14 13:09:36	TU VINH TRUNG	1870149	A1+A2
2016-11-14 13:09:36	TU VINH TRUNG	1870149	A1+A2
2016-11-14 13:04:38	ILINA MARIA LSC	1866403	SEIN G
2016-11-14 12:21:00	LAVOIE YVES MB	1874541	CERVEAU
2016-11-14 11:18:17	BEAUCHAMPS NANCY MP	618696	PAROI D SC
2016-11-14 10:55:44	RIVEST JEAN-PIERRE MMS	1378179	LSD MED
2016-11-14 10:37:44	CHAMPAGNE SOLANGE MMS	186498	COTES OMOPL
2016-11-14 10:34:44	CROTEAU RANON SC	1872725	SEIN G
2016-11-10 16:11:17	BOULIANE FRANCOIS	438104	A2+A1
2016-11-10 16:11:17	BOULIANE FRANCOIS	438104	A2+A1
2016-11-10 15:52:49	VESELLA CRESCENZO M	549869	VESSIE
2016-11-10 14:00:47	SIRARD CLAUDE	1184799	B1 cerveau
2016-11-10 13:58:14	PINARD CLOVIS	1490823	A1 VMAT FOIE
2016-11-10 13:41:39	PAQUETTE SUZANNE MP	1827943	MASSE PMMG
2016-11-10 12:27:04	CARAPPELLA NICOLETTA M G	1804362	SEIND
2016-11-10 12:26:35	DI-STASIO SALVATORE	1425706	Stereo Poumon
2016-11-10 12:02:01	BOURJOIE ALAIN MA	1871314	CUISSE D

Filtrer

Prescription DICOM

Dose	# Fx	site
50.0	25	A1
12.5	5	A2

Prescription MOSAIQ

Dose	# Fx	site	Nom
50.0	25	A1	sein gauche
12.5	5	A2	boost sein gauche

Rapport

Envoyer à MOSAIQ

Rafraichir

Quitter

Nom du patient:
 Numéro de dossier:
 Nom du plan TPS: SEIN G
 Nom de la prescription: sein gauche
 UID du plan DICOM: 2.16.840.1.113669.2.931128.717300199.20161115070844.934883
 Date du plan DICOM: 2016-11-15 07:08:44

Contrôle de qualité du plan Mosaïq

Prescription approuvée	non
Structures	SEIN G
Énergie vs prescription	Bi-énergie

	A1.1	A1.2	A1.3	A1.4
Champ approuvé	non	non	non	non
Table de tolérance	THORAX ET BASSIN	THORAX ET BASSIN	THORAX ET BASSIN	THORAX ET BASSIN
Type	StepNShoot	StepNShoot	Static	Static
Coefficient de dose	1.0	1.0	1.0	1.0

Prescriptions

De	
----	--

Type	Dynamic	Step	Static	Static
Coefficient de dose	1.0	1.0	1.0	1.0

Prescriptions

Dose prescrite (Gy)	50.0 / 50.0
Nombre de fractions	25.0 / 25.0
Dose par fraction	2.0 / 2.0
Somme des doses par fraction	2.0 / 2.0
Isocentre x	135.1 / 135.1
Isocentre y	-49.5 / -49.5
Isocentre z	0.0 / 0.0

Sommaire de la comparaison des champs

	A1.1 / A1.1	A1.2 / A1.2	A1.3 / A1.3	A1.4 / A1.4
Linac	Infinity / Salle 6	Infinity / Salle 6	Infinity / Salle 6	Infinity / Salle 6
Énergie	6.0 / 6.0	6.0 / 6.0	10.0 / 10.0	10.0 / 10.0
X1	oui	oui	oui	oui
X2	oui	oui	oui	oui
Y1	oui	oui	oui	oui
Y2	oui	oui	oui	oui
MLC	oui	oui	oui	oui
bras	oui	oui	oui	oui
colli	oui	oui	oui	oui
table	oui	oui	oui	oui
UM	77.8 / 77.8	96.3 / 96.3	23.2 / 23.2	23.2 / 23.2
Dose	0.58 / 0.58	0.92 / 0.92	0.20 / 0.20	0.30 / 0.30
DSP	90.2 / 90.2	90.3 / 90.3	90.2 / 90.2	90.3 / 90.3

Nom du patient:

Numéro de dossier:

Nom du plan TPS: SEIN G

Nom de la prescription: sein gauche

UID du plan DICOM: 2.16.840.1.113669.2.931128.717300199.20161115070844.934883

Date du plan DICOM: 2016-11-15 07:08:44

Détail des points de contrôle

A1.1 / A1.1

	X1	X2	Y1	Y2	MLC	bras	colli	table	indice UM	Filtre
0	116.0 / 116.0	-114.0 / -114.0	90.0 / 200.0	-46.0 / -200.0	oui	298.0 / 298.0	6.0 / 6.0	0.0 / 0.0	0.000 / 0.000	non / non
1	116.0 / 116.0	-114.0 / -114.0	90.0 / 200.0	-46.0 / -200.0	oui	298.0 / 298.0	6.0 / 6.0	0.0 / 0.0	0.685 / 0.685	non / non
2	115.0 / 115.0	-95.0 / -95.0	60.0 / 200.0	-45.0 / -200.0	oui	298.0 / 298.0	6.0 / 6.0	0.0 / 0.0	0.685 / 0.685	non / non
3	115.0 / 115.0	-95.0 / -95.0	60.0 / 200.0	-45.0 / -200.0	oui	298.0 / 298.0	6.0 / 6.0	0.0 / 0.0	0.788 / 0.788	non / non
4	110.0 / 110.0	-95.0 / -95.0	50.0 / 200.0	-40.0 / -200.0	oui	298.0 / 298.0	6.0 / 6.0	0.0 / 0.0	0.788 / 0.788	non / non
5	110.0 / 110.0	-95.0 / -95.0	50.0 / 200.0	-40.0 / -200.0	oui	298.0 / 298.0	6.0 / 6.0	0.0 / 0.0	0.902 / 0.902	non / non
6	115.0 / 115.0	25.0 / 25.0	25.0 / 200.0	-45.0 / -200.0	oui	298.0 / 298.0	6.0 / 6.0	0.0 / 0.0	0.902 / 0.902	non / non
7	115.0 / 115.0	25.0 / 25.0	25.0 / 200.0	-45.0 / -200.0	oui	298.0 / 298.0	6.0 / 6.0	0.0 / 0.0	1.000 / 1.000	non / non

A1.2 / A1.2

	X1	X2	Y1	Y2	MLC	bras	colli	table	indice UM	Filtre
0	116.0 / 116.0	114.0 / 114.0	46.0 / 200.0	-123.0 / -200.0	oui	123.0 / 123.0	354.0 / 354.0	0.0 / 0.0	0.000 / 0.000	non / non
1	116.0 / 116.0	114.0 / 114.0	46.0 / 200.0	-123.0 / -200.0	oui	123.0 / 123.0	354.0 / 354.0	0.0 / 0.0	0.000 / 0.000	non / non
2	116.0 / 116.0	114.0 / 114.0	46.0 / 200.0	-123.0 / -200.0	oui	123.0 / 123.0	354.0 / 354.0	0.0 / 0.0	0.000 / 0.000	non / non



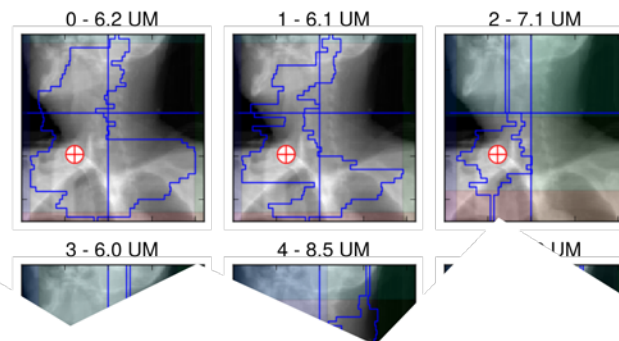
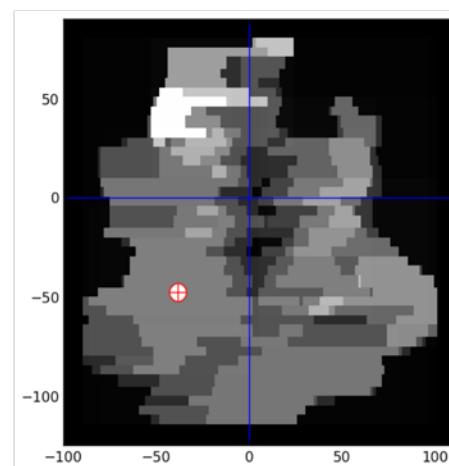
959707 Larynx IMRT 2016-10-03 10:59:44

Sommaire pour la prescription

Nom	Point	$D_{PatCalc}$	D_{TPS}	% _{champ}	% _{presc}
A1.1	Uniform region 0	6.0	6.1	-1.5	-0.1
A1.2	Uniform region 0	7.6	7.5	1.2	0.1
A1.3	Uniform region 0	6.5	6.6	-0.9	-0.1
A1.4	Uniform region 1	8.4	8.5	-1.2	-0.2
A1.5	Uniform region 0	9.6	9.7	-1.0	-0.2
A1.6	Uniform region 0	15.2	15.4	-1.0	-0.4
A1.7	Uniform region 0	21.2	22.0	-3.7	-1.3
A1.8	Uniform region 0	10.7	10.7	0.4	0.1
A1.9	Uniform region 0	8.5	8.6	-1.2	-0.2

Détails du calcul pour le champ A1.2

Type	STATIC
Linac	Infinity
Énergie	6.0
$(\theta_{rot}, \theta_{coll}, \theta_{isob})$	(40.0, 0.0, 0.0)
$(x_{pat}, y_{pat}, z_{pat})$	(-34.3, 57.1, -48.0)
nom	Uniform region 0
$(x_{BLD}, y_{BLD}, z_{BLD})$	(-39.0, -48.0, -10.8)
d_{eff}	51.6 mm
f	1012.7 mm
r	61.8 mm



patverif: erreurs détectées

- Souvent de nature administrative
 - champ non approuvé dans Mosaiq;
 - nomenclature incorrecte;
 - dose du champ erronée dans Mosaiq;
 - généralement sans conséquence mais symptomatique d'une faille dans les procédures.
- À l'occasion, différence dans les paramètres de champ:
 - modification dans Mosaiq après exportation;
 - Ex: modification de l'angle de table;
 - problèmes lors de mise à jour.



Conclusion

- superbridge
 - Permet de mieux gérer **le détail des transferts** de données: c'est l'ordinateur qui gère le détail des transferts, pas l'humain;
 - Prend en charge des **tâches répétitives**;
 - Augmente la **qualité des données** circulant dans le département.
- patverif
 - Augmente la **sécurité** des traitements;
 - Contribue à **l'amélioration de nos pratiques**.



Radiothérapie à l'HMR

- ≈ 3000 patients traités par année
- Équipement
 - 2 Scans;
 - 9 Linacs;
 - projecteur de source HDR, orthovoltage, cobalt;
 - Mosaïq;
 - Systèmes de planification de traitement: Pinnacle, RayStation, Oncentra.
- Personnel
 - 16 radio-oncologues;
 - 75 technologues;
 - 1 chef technologue, 2 assistants chefs, une spécialiste en clinique, 8 coordonatrices techniques;
 - 6 infirmières;
 - 1 analyste informatique, 1 technicien en informatique, 1 technicien en électronique et un technicien en génie mécanique ;
 - 7 commis;
 - 2 préposés;
 - 3 secrétaires;
 - services professionnels: psychologue, nutritionniste, travailleur social;
 - 15 physicien(ne)s, 1 chef physicien.



Merci!

Département de radio-oncologie
Hôpital Maisonneuve-Rosemont



Atelier

Matériel supplémentaire

superbridge



Congrès de la DGC 2016

*Centre intégré
universitaire de santé
et de services sociaux
de l'Est-de-
l'Île-de-Montréal*

Québec 

Autres caractéristiques

- Écrit en python
- Utilise pynetdicom
- Tourne sur un serveur linux virtuel (infrastructure vmware)
- Chaque association tourne dans un fork différent
- Stabilité étonnante: presque jamais de redémarrage
- Comprend un moniteur de disponibilité des différents nœuds DICOM dans le département.
- Message logs dans Logstash/Kibana

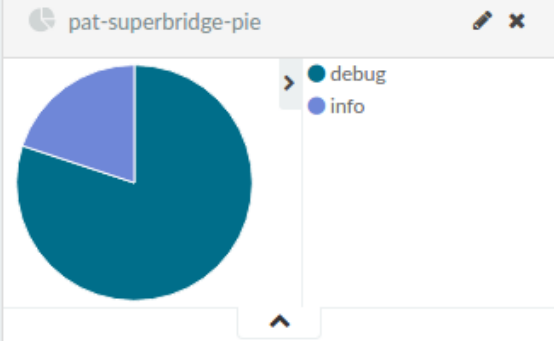


superbridge

- Règles
 - Source
 - Destination(s)
 - Type d'objet (CT, RI, RP, RD, RI)
 - Application de filtres sur les données
- Exemple de filtre:
 - Prépare les données pour le contrôle de qualité de la physique
 - Change le nom d'appareil générique du logiciel de planif pour le nom de la salle de traitement.
 - Nettoie les structures



pat_superbridge



pat_superbridge

November 15th 2016, 15:14:40.106	-	-	-	-	Processing failed operations
November 15th 2016, 15:13:27.434	[REDACTED]	1806419	XVI11	SUPERBRIDGE	11061: Sent 64 CT to destination MOSAIQ for patient ID 1806419
November 15th 2016, 15:13:14.037	[REDACTED]	1806419	XVI11	SUPERBRIDGE	11061: Sent 64 CT to destination MDD for patient ID 1806419
November 15th 2016, 15:13:11.840	[REDACTED]	1806419	XVI11	SUPERBRIDGE	11061: in process group
November 15th 2016, 15:13:11.571	[REDACTED]	1806419	XVI11	SUPERBRIDGE	11061: Processing in 11061
November 15th 2016, 15:13:11.561	[REDACTED]	1806419	XVI11	SUPERBRIDGE	11061: Received 64 CT from calling XVI11 to called SUPERBRIDGE for patient ID 1806419
November 15th 2016, 15:13:04.198	-	-	XVI11	SUPERBRIDGE	11061: Association requested from XVI11 to SUPERBRIDGE
November 15th 2016, 15:12:37.758	-	-	-	-	Processing failed operations

Rechercher

État des noeuds DICOM

Pour ouvrir la procédure de redémarrage d'un noeud particulier, cliquez sur l'icône de statut, à dans la colonne de droite.

PATCALC	✓
XVI9	✓
MOSAIQ	✓
XVI6	✓
XVI1	✓
XVI2	✓
IVIEW9	✓
MOSAIQTEST	✓
IVIEW1	✓
IVIEW2	✓
IVIEW3	✓
IVIEW4	✓
IVIEW6	✓
IVIEW12	✓
IVIEW10	✗
IVIEW11	✓
XVI11	✓
XVI10	✓
MDD	✓
XVI12	✓
LISA	✓

patverif



Congrès de la DGC 2016

*Centre intégré
universitaire de santé
et de services sociaux
de l'Est-de-
l'Île-de-Montréal*

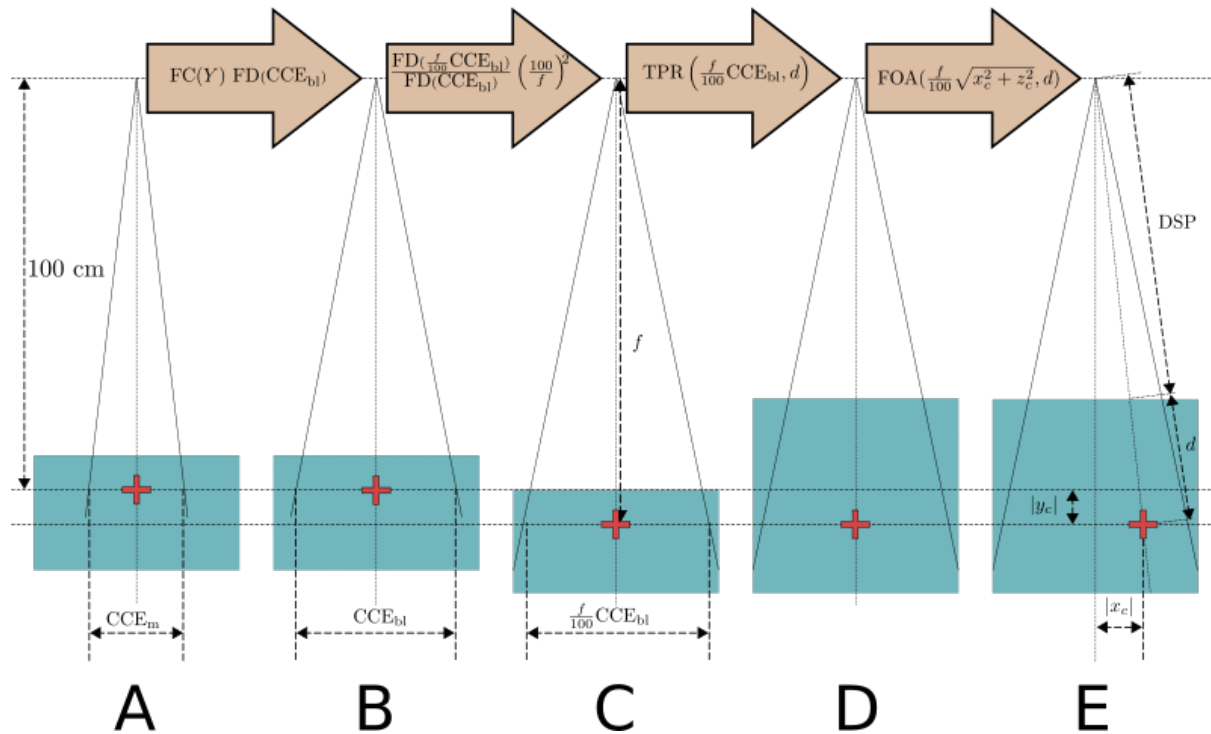
Québec 

patverif

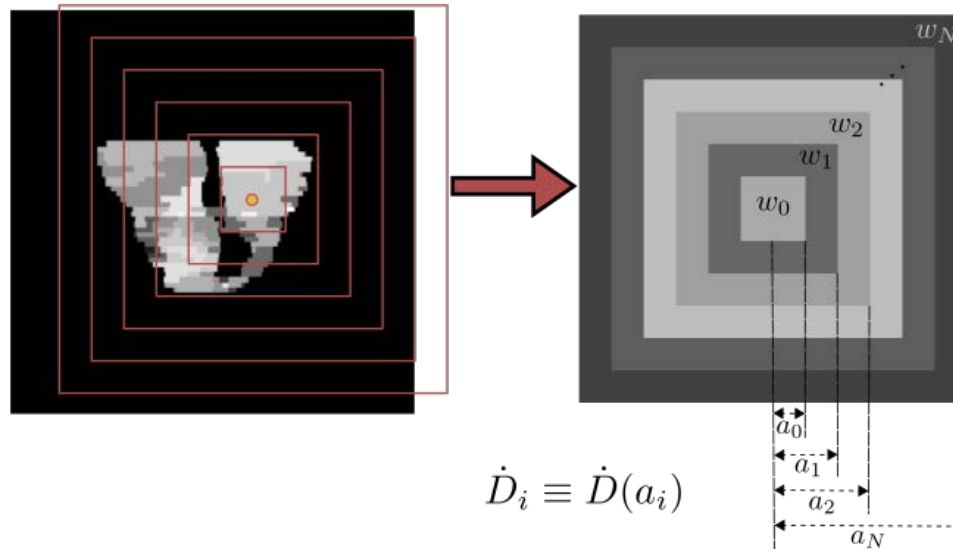
- Écrit en python
- Basé sur les données DICOM-RT CT, RP, RS et RD.
- Comprend un serveur DICOM (storescp)
- Données stockées dans une BD.



3DCRT



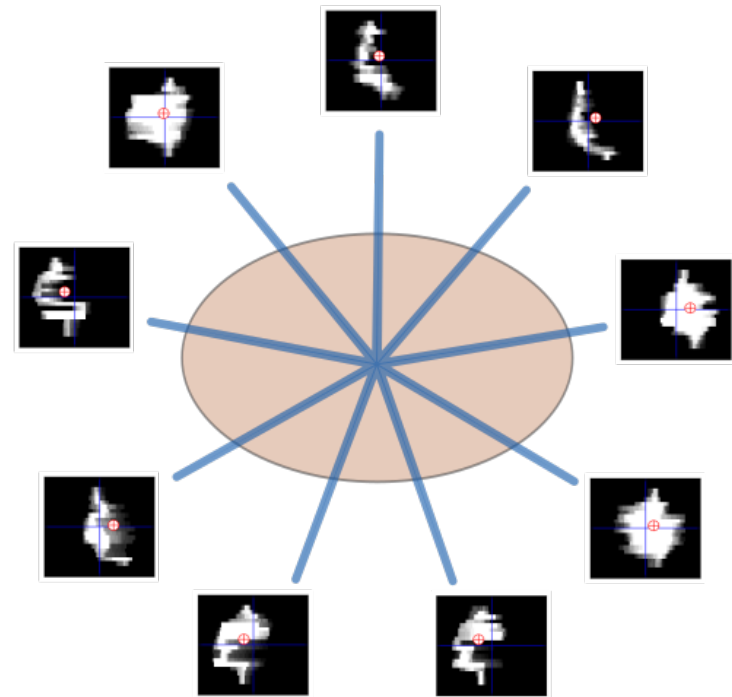
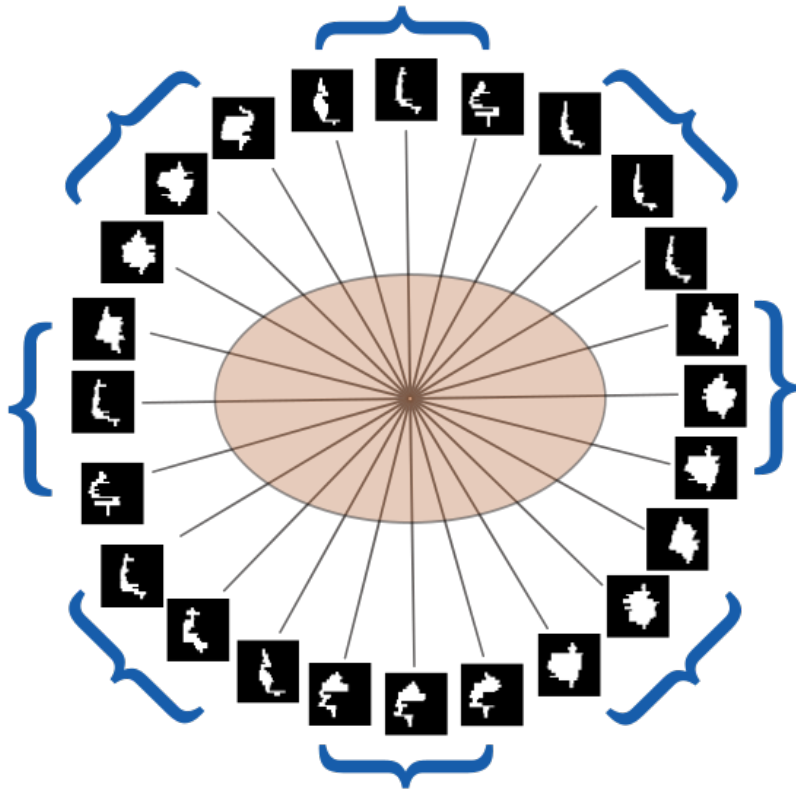
S&S



$$\begin{aligned}
 \dot{D} &= w_0 \dot{D}_0 + w_1 (\dot{D}_1 - \dot{D}_0) + w_2 (\dot{D}_2 - \dot{D}_1) + \dots + w_N (\dot{D}_N - \dot{D}_{N-1}) \\
 &= (w_0 - w_1) \dot{D}_0 + (w_1 - w_2) \dot{D}_1 + \dots + w_N \dot{D}_N \\
 &= \sum_{i=0}^{N-1} (w_i - w_{i+1}) \dot{D}_i + w_N \dot{D}_N
 \end{aligned}$$



VMAT



Hétérogénéité

Primaire

Diffusé

Fast calculation of the exact radiological path for a three-dimensional CT array*

Robert J. Baker
Department of Radiation Therapy and Peter Centre for Radiation Therapy, Memorial Medical School, Queen's University, Kingston, Ontario, Canada

Received 7 August 1994; accepted for publication 12 November 1994

Ready availability has prompted the use of computed tomography (CT) data in various applications in radiation therapy. For example, cross-sectional treatment planning systems use either CT data in homogeneous cross-sectional algorithms, or radiographic tracing applications. CT data are projected onto specified planes, thus producing "radiographs," which when compared with radiologic radiographs, require proper geometric projection and distortion of target volumes. All these applications share the common geometric problem of evaluating the radiological path through the CT array. Due to the complexity of the three-dimensional geometric and discrete nature of CT data, the exact evaluation of the radiological path has proven to be a time-consuming and difficult problem. This paper describes the efficient aspects of the traditional exact evaluation of the radiological path as that of viewing the CT data as individual voxels. Rather than individual voxels, a new exact algorithm is presented that considers the CT data as consisting of the maximum volume of three orthogonal sets of equally spaced parallel planes. For a three-dimensional CT array of N^3 voxels, the new exact algorithm scales with $3N^2$ (rather than N^3), the number of voxels. Tested in software on a 386 PC with a 16MB cache, the algorithm requires approximately 1 sec to calculate an average radiological path in a 100-voxel array.

Key words: radiological path, inhomogeneity correction, CT

INTRODUCTION

In radiation therapy applications, computed tomography (CT) data are utilized to reduce dose variations and improve uniformity. For example, some radiation therapy planning systems use either two-dimensional CT (slice projection) techniques, dose distributions. Other systems forward project three-dimensional CT data onto specified planes, thus forming "radiographs," which are compared with radiologic radiographs to assist in proper patient positioning and delineation of target volumes. All such applications, whether in inhomogeneity corrections or imaging applications, eventually reduce to the same geometric problem of calculating the radiological path for a specified ray through the CT array.

Although very simple in principle, obtaining an exact algorithm and a significant amount of computer time is required to evaluate the exact radiological path. The amount of effort involved was recently emphasized by Baker and Chinnosis,¹ who extended their work for the two-dimensional case. Their algorithm for calculating the exact radiological path gave more and more accuracy and time consuming, while retaining simplicity. For three dimensions, this indicated that determining the exact radiological path is not viable. This paper describes an exact, efficient, and robust algorithm for calculating the radiological path through a three-dimensional CT array.

Denoting a particular voxel density as ρ_{ijk} and the length considered by that voxel as W_{ijk} , the radiological path may be written as

$$d = \sum_i \sum_j \sum_k \rho_{ijk} W_{ijk} \quad (1)$$

1994, Med. Phys. 11 (3), March 1994. © 1994 American Physical Society

Direct evaluation of Eq. (1) entails an algorithm which scales with the number of voxels in the array, that is, the number of voxels in the CT array. The following describes an algorithm that is able to take full advantage of the linear distribution of the CT array.

METHOD

Rather than radiological elements, the radiologic results used in the inhomogeneity correction of diagonal cross-sectional (axial) parallel planes. Without loss of generality, Fig. 1 illustrates the two-dimensional case, which paths are considered as the maximum volume of orthogonal sets of equally spaced parallel lines. The intersection of the ray with the lines is indicated, rather than intersection of the ray with

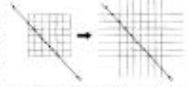
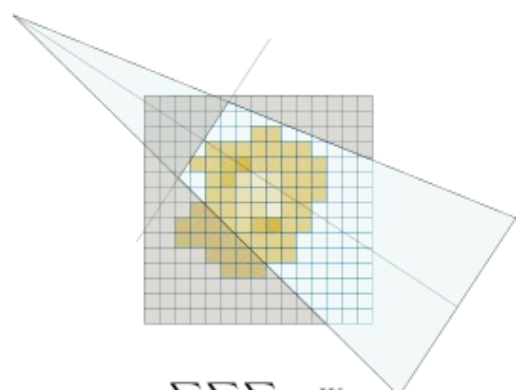
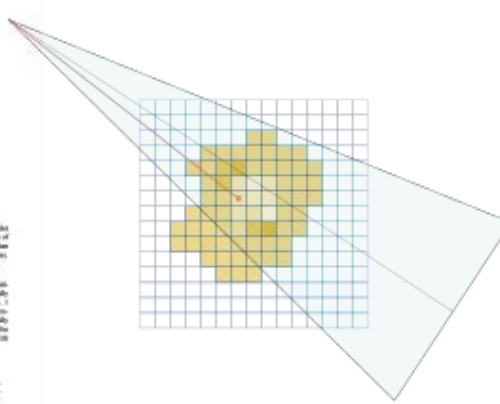


Fig. 1. The plane of the ray being followed is extended to the plane that contains the maximum number of equally spaced parallel lines. The intersection of the ray with the lines is indicated, rather than intersection of the ray with the voxels. The maximum volume of orthogonal sets of equally spaced parallel lines is considered as the maximum volume of orthogonal sets of equally spaced parallel lines. The intersection of the ray with the lines is indicated, rather than intersection of the ray with



$$\bar{\rho} = \frac{\sum_i \sum_j \sum_k \rho_{ijk} W_{ijk}}{\sum_i \sum_j \sum_k W_{ijk}}$$

$$CCE_{\text{CORR}} = CCE \cdot \bar{\rho}$$



Évolution future

- Superbridge:
 - Plus de filtres
- Patverif
 - Plus d'automatisation; pas de GUI;
 - Vérification des paramètres avant chaque traitement
 - Vérification des paramètres en temps-réel du linac

