

Rapports ICRU

Evaluation physique & biologique des plans de traitement

Dr Frédéric Miéville,
physicien médical SSRPM


HESAV
29.10.2019

Frédéric Miéville, PhD | Service de radio-oncologie | 29.10.2020 | 1

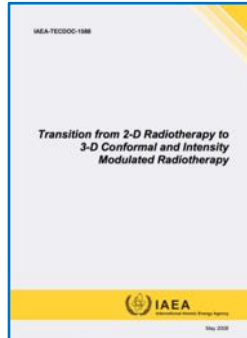
Plan du cours

- Rappel sur les rapports ICRU
- Outil permettant l'évaluation d'un plan de traitement (isodose, DVH)
- DVH et métriques physiques pour les OAR et PTV
- Les métriques biologiques
- *Equivalent uniform dose* (EUD): un concept intermédiaire
- Spécificité des plans IMRT/VMAT ?

Sources de cette presentation :



https://nucleus.iaea.org/HHW/RadiationOncology/Treatingpatients/Treatment_planning_and_techniques/Training_Course/



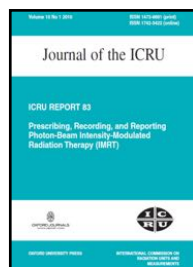
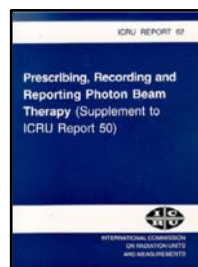
Frédéric Miéville, PhD | Service de radio-oncologie | 29.10.2020 | 2

Outils permettant l'évaluation d'un plan de traitement



Rapports ICRU 50, 62 et 83

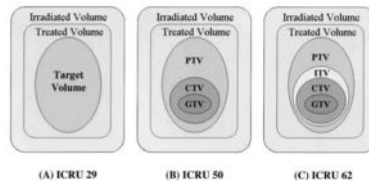
- ICRUs = *International Commission on Radiation Units and Measurements*
- Introduction de **concepts fondamentaux**: GTV, CTV, PTV, ITV, OAR, PRV, etc.
- Nécessaire pour pouvoir **comparer** le résultat des traitements (il faut parler un même langage)
- **Définitions de métriques** pour comparer les plans



Rapports ICRU 50, 62 et 83

- Les rapports ICRU ont évolué avec les techniques d'où l'introduction de **niveau (level) de recommandations**

- 2D : ICRU 29, 1978
- 2D/3D : ICRU 50, 1993
- 3D : ICRU 63, 1999 (complète l'ICRU 50)
- IMRT/VMAT : ICRU 83, 2010**
- Stéréotaxie : ICRU 91, 2014



- Ne définit pas comment contourner (guidelines médicales)**

- Par exemple : dit qu'il faut contourner pour les organes parallèle l'entier de l'organe. Pour les organes sérielles au moins la partie qui reçoit la dose la plus haute
- Pour les organes sérielles, on devrait faire un PRV (moelle+5mm)

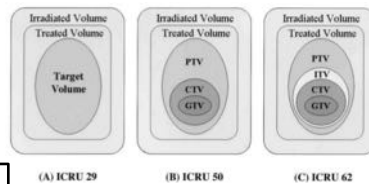
- Ne définit pas** quelle dose et fractionnement donner (guidelines médicales)



Rapports ICRU 50, 62 et 83

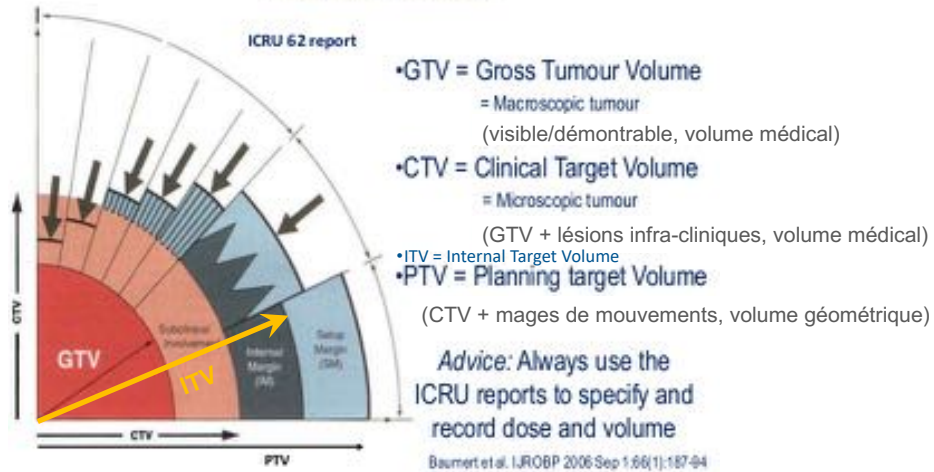
- Les rapports ICRU ont évolué avec les techniques d'où l'introduction de **niveau (level) de recommandations**

- 2D : ICRU 29, 1978
- 2D/3D : ICRU 50, 1993
- 3D : ICRU 63, 1999 (complète l'ICRU 50)
- IMRT/VMAT : ICRU 83, 2010**




Définitions des volumes cibles

Target volumes

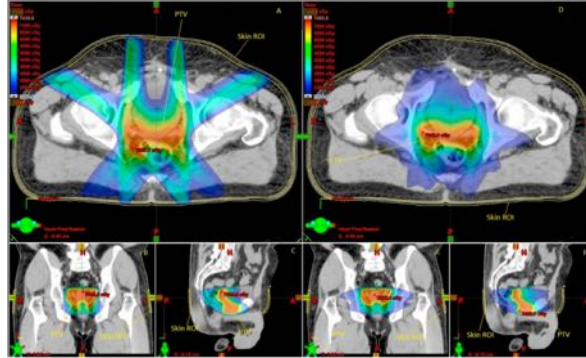


Définitions des organes à risque

- OAR = Organ at Risk (tissu sain qui est irradié)
- PRV = Planning Organ at Risk Volume (OAR + marge)
- TV = treated Volume (volume défini par une certaine isodose, par ex. 95%)
- RVR = remaining Volume at Risk (body – CTVs – OARs)



Evaluation de plans: coupe par coupe



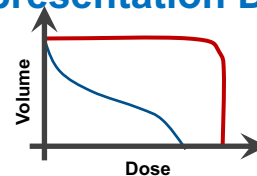
- Défini dans les rapports ICRU 50 et 62
- La méthode conventionnelle d'évaluation d'un plan 3D est de vérifier la dose délivrée (isodoses) dans **toutes** les coupes CT **et** dans **tous** les plans
- C'est chronophage mais... **indispensable** pour valider un plan !
- Meilleure façon de **comparer finement** différents plans de traitement



Evaluation des plans: la représentation DVH

Rappel : DVH = *Dose Volume Histogram*

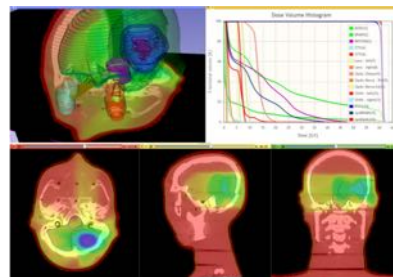
Histogramme reliant la dose d'irradiation au volume d'un organe



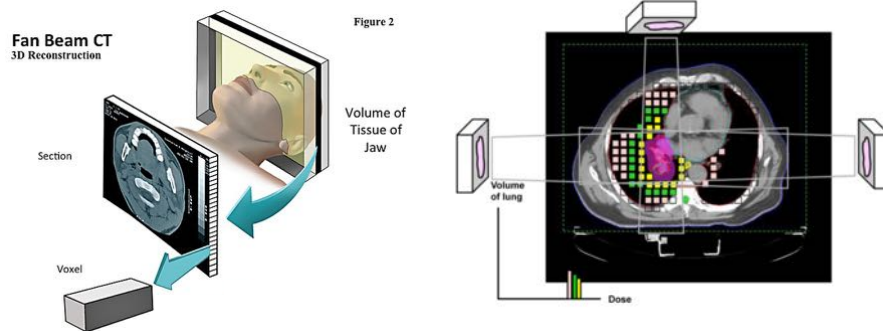
- Le DVH est la **représentation (outil) incontournable** pour évaluer des plans
- Un DVH résume graphiquement la répartition de dose 3D dans un **graphe 2D**
- Un DVH **ne contient pas d'information spatiale** (chaque point du PTV ou de l'OAR à le même poids)

Remarques :

- Un DVH peut être **différentiel** ou **cumulatif**
- Un DVH peut être représenté avec un volume **normalisé** [%] ou **absolu** [cm³]



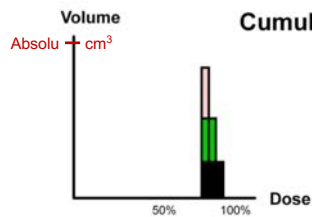
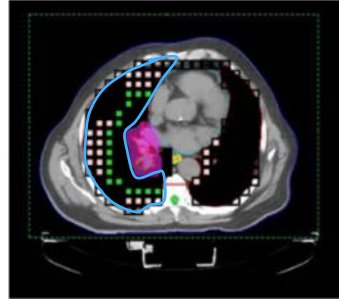
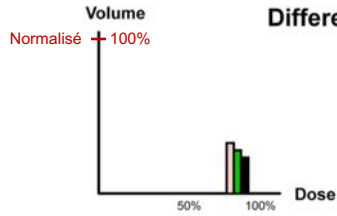
DVH des OARS



- La structure (organe ou tumeur) est représentée par un **ensemble de voxels**
- L'algorithme de calcul du TPS, **attribue une dose** à chaque voxel
- En comptant le nombre de voxels ayant la même dose, on peut créer un DVH qui est un graphique 2D de la cartographie de dose 3D

DVH et métriques physiques pour les organes à risques (OAR)

DVH des OARS: exemple du poumon



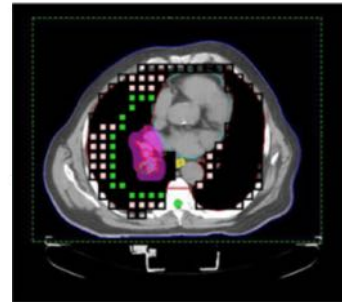
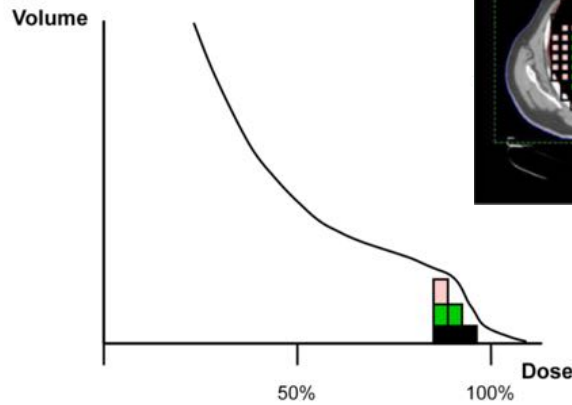
1. On divise l'axe de la dose en intervalle de dose (par exemple d'1Gy)
2. On met chaque voxel dans l'intervalle de dose correspond
3. On compte combien de voxels (quel volume) il y a dans chaque intervalle

https://nucleus.iaea.org/HHW/RadiationOncology/Treatingpatients/Treatment_planning_and_techniques/Training_Course/



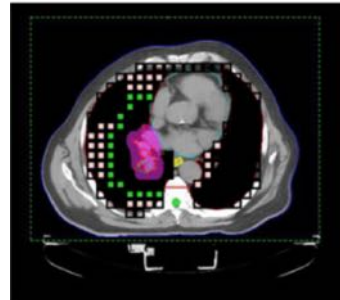
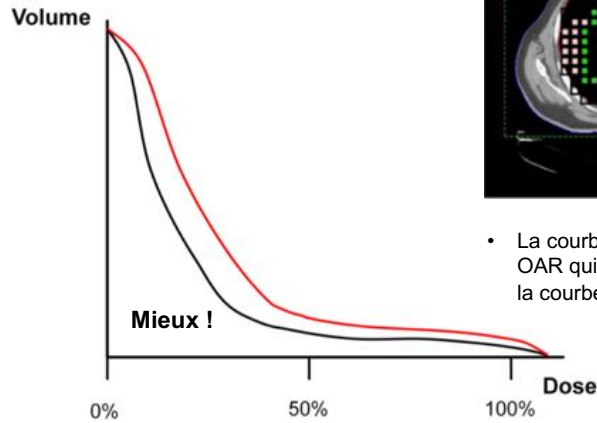
DVH des OARS: exemple du poumon

Cumulative dose-volume histogram



DVH des OARS: exemple du poumon

Comparison of techniques using DVHs (dose-volume histograms)

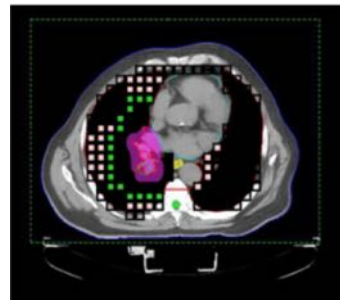
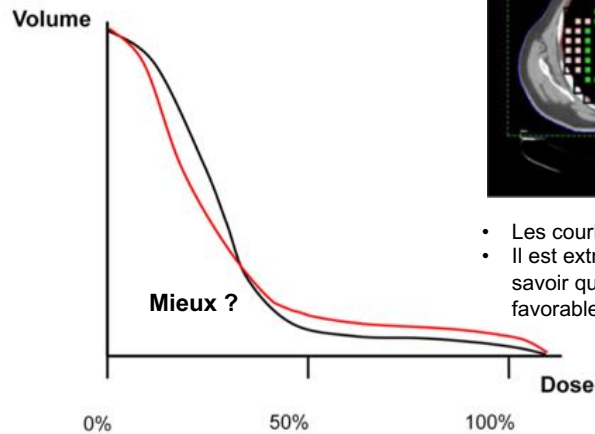


- La courbe noire représente un OAR qui est plus épargné que la courbe rouge



DVH des OARS: exemple du poumon

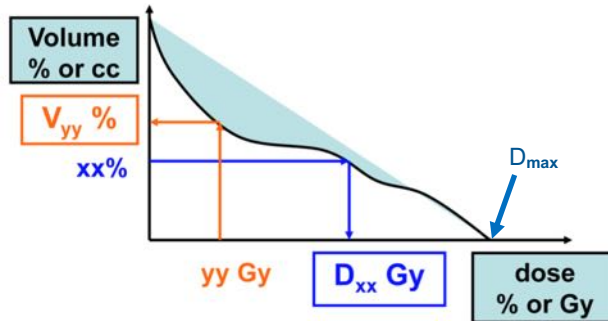
Comparison of techniques using DVHs (dose-volume histograms)



- Les courbe se croisent...
- Il est extrêmement difficile de savoir quelle courbe est la plus favorable



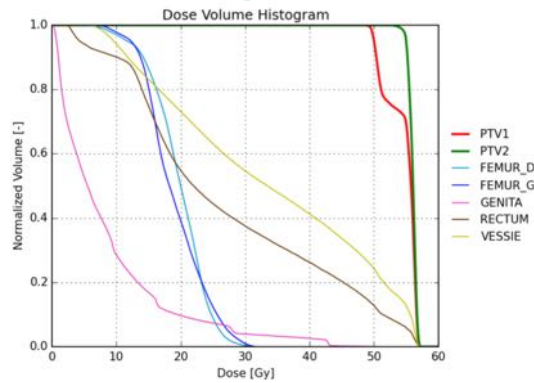
DVH: métriques physiques



- On peut caractériser un DVH en relevant certains paramètres:
- $D_{x\%}$ [Gy] = dose (en Gy) que reçoit $x\%$ de la structure
- $V_{y\text{Gy}}$ [%] = volume de la structure (en %) recevant une dose d'au moins y Gy
- D_{\min}/D_{\max} = dose min/max que reçoit la structure



Exemple traitement prostate: OARs



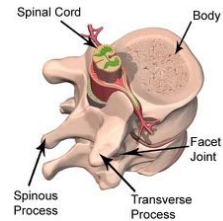
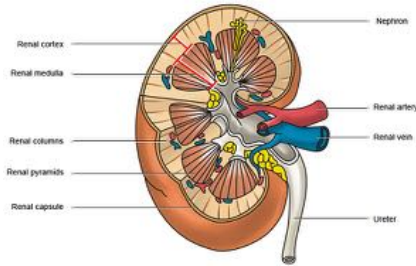
| ROI: | Vol. [cc] | Max [Gy] | Median [Gy] | Mean [Gy] | V30 [cc] | V20 [cc] | V5 [cc] | D1 [Gy] | Min [Gy] |
|----------|-----------|----------|-------------|-----------|----------|----------|---------|---------|----------|
| FEMUR_D: | 172.62 | 32.21 | 19.98 | 19.68 | 0.39 | 49.81 | 100.00 | 28.72 | 5.24 |
| FEMUR_G: | 167.68 | 32.23 | 18.24 | 18.98 | 1.01 | 39.10 | 100.00 | 30.02 | 6.51 |
| GENITA: | 65.14 | 52.26 | 5.54 | 8.52 | 3.96 | 9.75 | 52.79 | 42.93 | 0.13 |
| RECTUM: | 118.69 | 57.34 | 21.99 | 27.17 | 37.56 | 54.82 | 94.19 | 56.71 | 2.27 |
| VESSIE: | 135.60 | 57.25 | 33.48 | 33.79 | 54.70 | 73.12 | 100.00 | 56.81 | 5.75 |



Quels paramètres extraire ?

ICRU 83

- On peut extraire ou calculer un certain nombre de métriques mais leur intérêt dépend de la **structure considérée**
- **Organes sériels** (moelle, structures optiques, tronc cérébral, etc.)
- **Organes parallèle** (parotides, reins, poumons, etc.)



- **OAR sériel** : D_{max} ou $D_{2\%}$ (*near-max*)
- **OAR parallèle** : V_{20Gy} , V_{5Gy} , dose médiane, dose moyenne
 - Exemple: la sévérité d'une pneumonie radique est bien corrélée à la V_{20Gy}



Quelles sont les recommandations ?

Table 1. QUANTEC Summary: Approximate Dose/Volume/Outcome Data for Several Organs Following Conventional Fractionation (Unless Otherwise Noted)^a

| Organ | Volume segmented | Irradiation type (partial organ unless otherwise stated) ^b | Endpoint | Dose (Gy), or dose/volume parameters | Rate (%) | Notes on dose/volume parameters |
|----------------------|--------------------------------|---|---|--------------------------------------|----------|--|
| Brain | Whole organ | 3D-CRT | Symptomatic necrosis | $D_{max} < 60$ | <3 | Data at 72 and 90 Gy, extrapolated from BED models |
| | Whole organ | 3D-CRT | Symptomatic necrosis | $D_{max} = 72$ | 5 | |
| | Whole organ | 3D-CRT | Symptomatic necrosis | $D_{max} = 90$ | 10 | |
| Whole organ | | SRS (single fraction) | Symptomatic necrosis | $V12 < 5-10$ cc | <20 | Rapid rise when $V12 > 5-10$ cc |
| Brain stem | Whole organ | Whole organ | Permanent cranial neuropathy or necrosis | $D_{max} < 54$ | <5 | |
| | Whole organ | 3D-CRT | Permanent cranial neuropathy or necrosis | $D1-10$ cc ^c ≤ 59 | <5 | |
| | Whole organ | 3D-CRT | Permanent cranial neuropathy or necrosis | $D_{max} < 64$ | <5 | Point dose <1 cc |
| | Whole organ | SRS (single fraction) | Permanent cranial neuropathy or necrosis | $D_{max} < 12.5$ | <5 | For patients with acoustic tumors |
| Optic nerve / chiasm | Whole organ | 3D-CRT | Optic neuropathy | $D_{max} < 55$ | <3 | Given the small size, 3D CRT is often whole organ ^d |
| | Whole organ | 3D-CRT | Optic neuropathy | $D_{max} 55-60$ | 3-7 | |
| | Whole organ | 3D-CRT | Optic neuropathy | $D_{max} > 60$ | >7-20 | |
| | Whole organ | SRS (single fraction) | Optic neuropathy | $D_{max} < 12$ | <10 | |
| Spinal cord | Partial organ | 3D-CRT | Myelopathy | $D_{max} = 50$ | 0.2 | Including full cord cross-section |
| | Partial organ | 3D-CRT | Myelopathy | $D_{max} = 60$ | 8 | |
| | Partial organ | 3D-CRT | Myelopathy | $D_{max} = 69$ | 50 | |
| | Partial organ | SRS (single fraction) | Myelopathy | $D_{max} = 13$ | 1 | Partial cord cross-section irradiated |
| Cochlea | Whole organ | 3D-CRT | Sensory neural hearing loss | Mean dose ≤ 45 | <30 | Mean dose to cochlear, hearing at 4 kHz |
| | Whole organ | SRS (single fraction) | Sensory neural hearing loss | Prescription dose ≤ 14 | <25 | Serviceable hearing |
| Parotid | Bilateral whole parotid glands | 3D-CRT | Long term parotid salivary function reduced to <25% of pre-RT level | Mean dose <25 | <20 | For combined parotid glands ^e |
| | Unilateral whole parotid gland | 3D-CRT | Long term parotid salivary function reduced to <25% of pre-RT level | Mean dose <20 | <20 | For single parotid gland. At least one parotid gland spared to <20 Gy ^e |

(Continued)

Quantitative Analysis of Normal Tissue Effects in the Clinic (QUANTEC)



Quelles sont les recommandations ?

Quantitative Analysis of Normal Tissue Effects in the Clinic (QUANTEC)

Table 1. QUANTEC Summary: Approximate Dose/Volume/Outcome Data for Several Organs Following Conventional Fractionation (Unless Otherwise Noted)*

| Organ | Volume segmented | Irradiation type (partial organ unless otherwise stated) [†] | Endpoint | Dose (Gy) or dose/volume parameters [‡] | Rate (%) | Notes on dose/volume parameters |
|----------------------|--------------------------------|---|---|--|----------|--|
| Brain | Whole organ | 3D-CRT | Symptomatic necrosis | Dmax <60 | <1 | Data at 72 and 90 Gy, extrapolated from BED models |
| | Whole organ | 3D-CRT | Symptomatic necrosis | Dmax = 72 | 5 | |
| | Whole organ | 3D-CRT | Symptomatic necrosis | Dmax = 90 | 10 | |
| Brain stem | Whole organ | SRS (single fraction) | Symptomatic necrosis | V12 <5-10 cc | <20 | Rapid rise when V12 > 5-10 cc |
| Brain stem | Whole organ | Whole organ | Permanent cranial neuropathy or necrosis | Dmax <54 | | Point dose <<1 cc |
| | Whole organ | 3D-CRT | Permanent cranial neuropathy or necrosis | D1-10 cc [§] ≤50 | | |
| | Whole organ | 3D-CRT | Permanent cranial neuropathy or necrosis | Dmax <54 | | |
| | Whole organ | SRS (single fraction) | Permanent cranial neuropathy or necrosis | Dmax <54 | | |
| Optic nerve / chiasm | Whole organ | 3D-CRT | Optic neuropathy | Dmax <50 | <1 | Given the small size, 3D-CRT is often whole organ ^{††} |
| | Whole organ | 3D-CRT | Optic neuropathy | Dmax = 60 | 1-7 | |
| | Whole organ | 3D-CRT | Optic neuropathy | Dmax >60 | >7-20 | |
| | Whole organ | SRS (single fraction) | Optic neuropathy | Dmax <12 | <10 | |
| Spinal cord | Partial organ | 3D-CRT | Myelopathy | Dmax = 50 | 0.2 | Including full cord cross-section |
| | Partial organ | 3D-CRT | Myelopathy | Dmax = 60 | 6 | |
| | Partial organ | 3D-CRT | Myelopathy | Dmax = 69 | 50 | |
| | Partial organ | 3D-CRT | Myelopathy | Dmax = 13 | 1 | |
| Cochlea | Whole organ | Whole organ | Sensory neural hearing loss | Mean dose ≤45 | <30 | Mean dose to cochlear hearing at 4 kHz |
| | Whole organ | SRS (single fraction) | Sensory neural hearing loss | Prescription dose ≤14 | <25 | Serviceable hearing |
| Parotid | Bilateral whole parotid glands | 3D-CRT | Long term parotid salivary function reduced to <25% of pre-RT level | Mean dose <25 | <20 | For combined parotid glands* |
| | Unilateral whole parotid gland | 3D-CRT | Long term parotid salivary function reduced to <25% of pre-RT level | Mean dose <20 | <20 | For single parotid gland. At least one parotid gland spared to <20 Gy* |

(Continued)

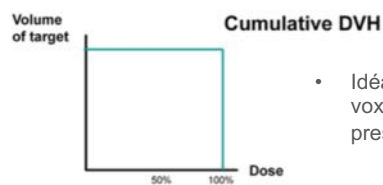
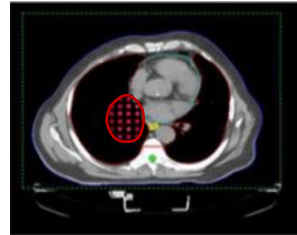
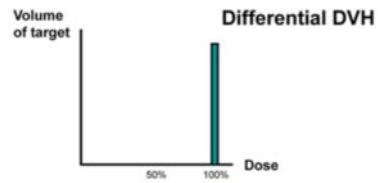
Attention ! Dépend du fractionnement !
Pas valable pour la stéréotaxie !



DVH et métriques physiques pour les volumes cibles (PTV)



DVH du volume cible (PTV)

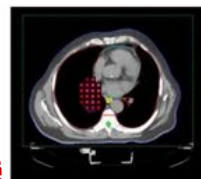
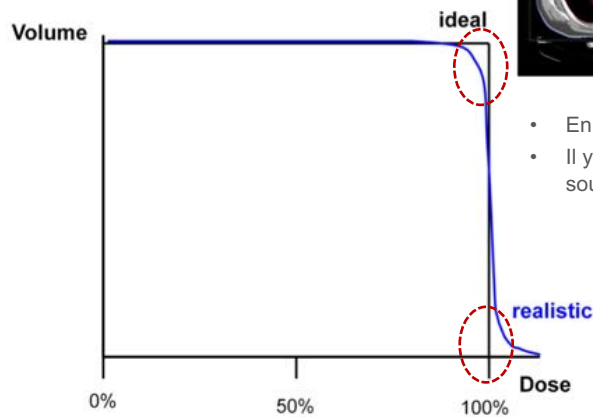


- Idéalement, on aimerait que tous les voxels du PTV reçoivent la dose prescrite...



DVH du volume cible (PTV)

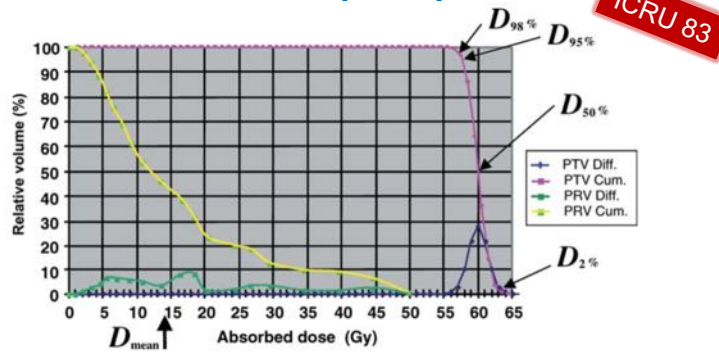
Cumulative DVH



- En réalité c'est difficile !
- Il y a souvent un «léger» sous dose et surdosage



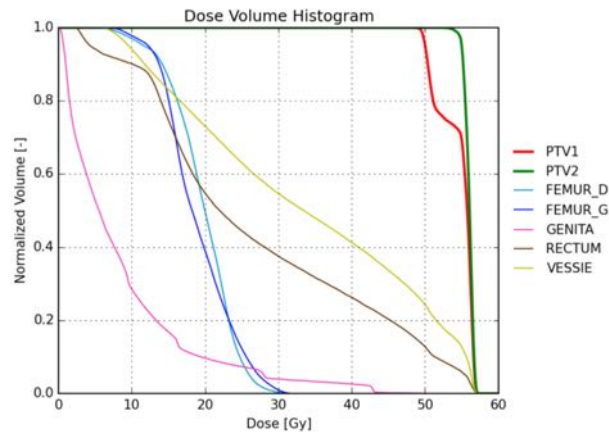
DVH du volume cible (PTV)



- La dose médiane (D_{50}) correspond le mieux à la notion de dose au point ICRU
- D_{50} au PTV est la **notion la plus robuste** donc devrait correspondre à la **dose prescrite**
- Donc normalement il ne faudrait pas prescrire sur D_{90} ou autre !
 - La bonne façon de faire est de normaliser le DVH du PTV **à la médiane** !
 - Si ce n'est pas fait, il faut **au moins reporter** la médiane



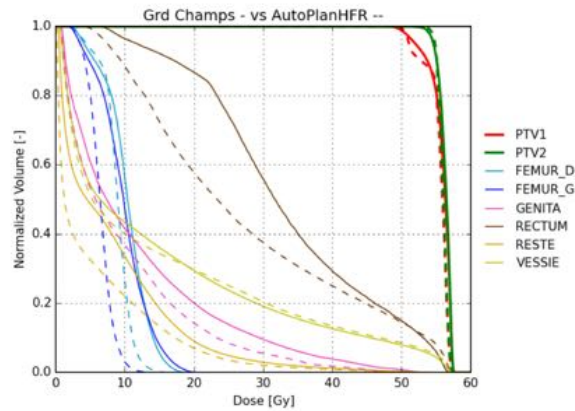
Exemple traitement prostate: PTVs



| ROI: | Vol. [cc] | Max [Gy] | V105 [cc] | D2 [Gy] | Median [Gy] | Mean [Gy] | D98 [Gy] | V95 [cc] | Min [Gy] | HI [-] |
|-------|-----------|----------|-----------|---------|-------------|-----------|----------|----------|----------|--------|
| PTV1: | 195.94 | 57.34 | 74.76 | 56.93 | 55.78 | 54.62 | 49.72 | 100.00 | 48.29 | 0.13 |
| PTV2: | 142.78 | 57.34 | 0.00 | 56.97 | 56.09 | 56.02 | 54.67 | 99.87 | 51.42 | 0.04 |



Exemple traitement prostate: comparaison de plans



- Si les PTVs reçoivent la même dose mais que pour tous les OARs les métriques calculées sont meilleures alors on peut dire qu'un plan est meilleur qu'un autre.



Métrique spécifique au PTV: Conformity Index

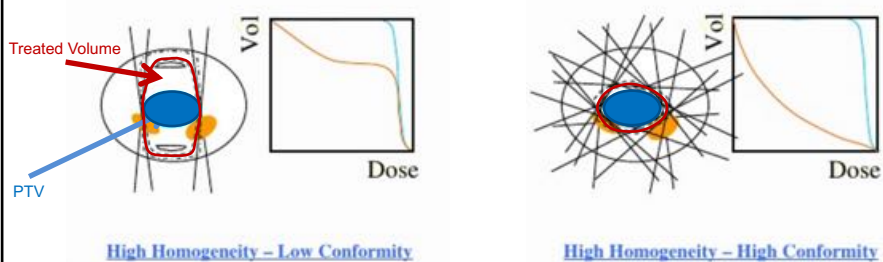
- **Conformity Index** (ICRU 62):

- **Treated Volume**: volume compris dans une isodose spécifique, en général l'isodose 95%
- **PTV**: volume cible que l'on veut traiter
- Condition: PTV appartient au Treated Volume

ICRU 62

$$\text{Conformity index (CI)} = \frac{\text{Treated Volume}}{\text{PTV}}$$

si CI → 1: bien
si CI → ∞: mauvais



Métrique spécifique au PTV: *Homogeneity Index*

• *Homogeneity Index* (ICRU 83):

- $D_{2\%}$: dose minimum qui couvre 2% du volume du PTV
- $D_{98\%}$: dose minimum qui couvre 98% du volume du PTV
- $D_{50\%}$: dose minimum qui couvre 50% du volume du PTV (médiane)

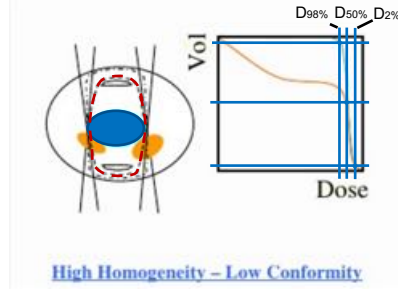
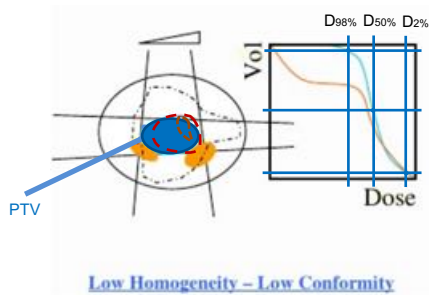
ICRU 83

$$\text{Homogeneity Index (HI)} = \frac{D_{2\%} - D_{98\%}}{D_{50\%}}$$

si $HI \rightarrow 0$: idéal

si $HI \rightarrow 0.05$: bien

si $HI \rightarrow \infty$: mauvais

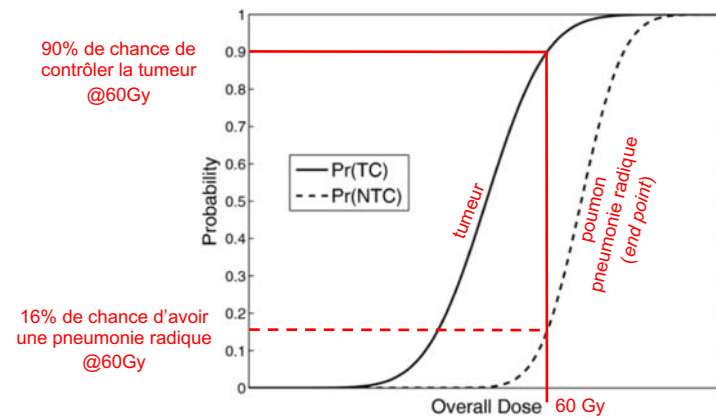


Les métriques (radio-)biologiques



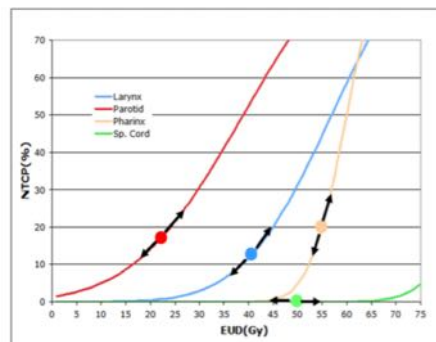
Rappel : but de la radiothérapie

- Rappel: TCP = Tumor Control Probability
NTCP = Normal Tissue Complication Probability



Paramètres biologiques : TCP/NTCP

- Intégration des métriques TCP/NTCP directement dans le TPS
- Le plan optimal serait celui qui minimise la somme des NTCP des différents organes pour un TCP donné
- Plus besoin de métriques physiques (dose moyenne, $V_{20\%}$)



L'idée semble bonne mais...

- Les données cliniques nourrissant le modèle sont parfois **peu consistantes**, peu **précises** ou simplement **manquantes** Ex: tumeur prostate $\alpha/\beta=10$, puis 1.5 [0.8-2.2] (Brenner *et al.*, 1999) !!!
- Les modèles fonctionnent que pour des **conditions spécifiques** (sont incomplets)



Paramètres biologiques: TCP/NTCP

$$TCP = \frac{1}{\sigma_a \sqrt{2\pi}} \int_0^\infty \left(\prod_i \exp \left[-\frac{D_i}{\sigma_i} \exp \left\{ -\alpha D_i \left(1 + \frac{\beta}{\alpha} k_i \right) \right\} \right] \right) \exp \left[-(\alpha - \beta) \frac{D^2}{2\sigma_a^2} \right] d\alpha$$

Modèle empirique de Nahum (1992)
Valable pour irradiation **homogène**

$$NTCP = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^t e^{-t^2/2} dt$$

Modèle empirique de Lyman-Kutcher-Burman (1985)
Valable pour irradiation **homogène**

$$t = \frac{D - TD_{50}(V/V_{ref})}{m \cdot TD_{50}(V/V_{ref})}$$

$$TD_{50}(1) = TD_{50}(V/V_{ref}) (V/V_{ref})^n$$

- $TD_{50}(1)$, the dose to the whole organ which would lead to complication in 50% of the population (note that $TD_{50}(V/V_{ref})$ is to be read as the TD_{50} at partial volume V/V_{ref});
- V_{ref} , a reference volume, which in many cases will be the (whole) organ volume;
- m , a parameter representing the steepness of the dose-response curve;
- n , the exponent of volume in the power law that relates the tolerance doses for uniform whole and uniform partial organ irradiation.

Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice (2007)



Paramètres biologiques: TCP/NTCP

Inconvénients

- Nos **connaissances** sur les effets biologiques des radiations sont **incomplètes**
- Nos **données cliniques** sont insuffisantes et **incomplètes**
- Nos **modèles sont insuffisants**, dépendent de paramètres ayant de grandes incertitudes et ont des domaines de validités limités

Avantages

- L'**architecture** des tissus (série/parallèle) est **prise en compte**
- L'**effet du volume** de la tumeur est pris en compte dans le modèle
- (Idéalement) est proche de la clinique...



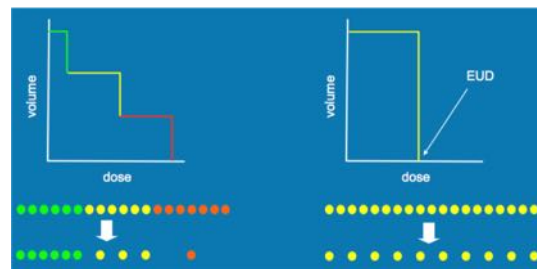
Equivalent Uniform Dose (EUD): un concept intermédiaire



Concept d'Equivalent Uniform Dose (EUD)

- Concept **physico-biologique**
- EUD représente une **dose uniforme** qui, en terme de contrôle local ou complication, **est équivalente à une dose non uniforme** (Niemierko, 1996)
- Pour **un effet donné** produit par une dose inhomogène, on peut trouver une dose uniforme produisant le même effet (pour un fractionnement identique)

Attention, c'est toujours pour un effet donné ! (end point)



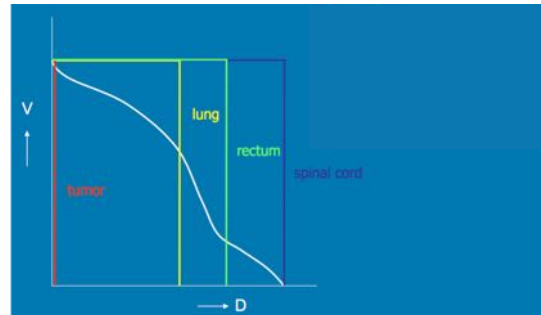
G. Meijer, ESTRO courses, Budapest 2014



Concept d'Equivalent Uniform Dose (EUD)

Question:

- Quelle dose **homogène** donne une probabilité identique d'**effet radio-biologique** ?



G. Meijer, ESTRO courses, Budapest 2014

- Pour la moelle (**myélite radique**) : OAR purement sériel, donc c'est le max qui compte → 1 voxel à 50 Gy ou tout l'OAR à 50 Gy donne théoriquement le même effet radio-biologique
- Pour le poumon (**pneumonie radique**) : c'est plutôt la dose moyenne qui compte (V_{20Gy})
- Pour le PTV (**récidive**) : c'est le min qui compte → 1 voxel sous-dosé permet l'apparition d'une récurrence



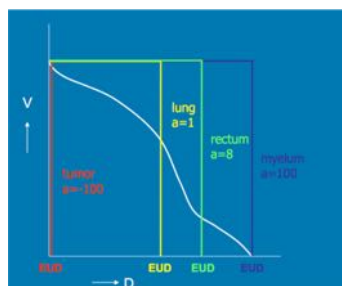
Concept d'Equivalent Uniform Dose (EUD)

On définit une métrique un peu plus complexe qu'un min/max DVH ou min/max Dose

$$EUD = \left(\frac{1}{N} \sum_i D_i^a \right)^{\frac{1}{a}}$$

i: sous-élément du volume considéré

- Cette métrique permet de prendre en compte une partie de la biologie de l'OAR (sériel ou parallèle) **au travers d'un paramètre a**
- On peut la voir comme une métrique agissant sur tous les voxels dont sur toute la courbe DVH de l'OAR

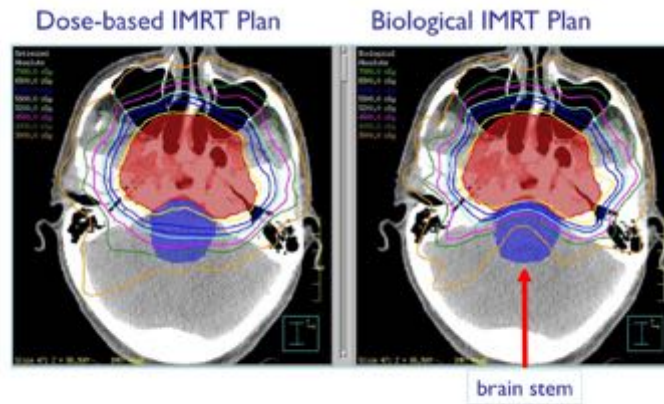


G. Meijer, ESTRO courses, Budapest 2014

| Effet | Organes concernés | Organes concernés |
|-------|---|------------------------------------|
| a < 1 | Les basses doses ont un poids plus important. Les points froids produisent un grand EUD | Cibles (PTV) |
| a = 1 | Correspond à la dose moyenne. Les points froids et chauds ont le même poids | OARs parallèles (poumon, foie,...) |
| a > 1 | Les hautes doses ont un poids plus important. Les points chauds produisent un grand EUD | OARs sériels (moelle, nerfs, ...) |



Concept d'Equivalent Uniform Dose (EUD)



Courtesy of Philips Medical Systems

- Permet, globalement, d'obtenir des plans de dose plus aboutis que l'optimisation purement physique

Evaluation de plans IMRT/VMAT: spécificités ?

Spécificités des plans IMRT/VMAT

- L'évaluation se fait de la **même façon** pour le 3DCRT, IMRT et le VMAT, c'est-à-dire coupe par coupe et au moyen des courbes DVH
- Généralement, le plan ayant le meilleur DVH (après discussion avec le médecin) est le plan de traitement retenu
- L'IMRT et le VMAT permettant d'être **plus homogène**, on adopte des critères généralement plus sévères
 - **3D-CRT**: la dose au PTV « doit être » entre **95%-107% de la dose prescrite** **ICRU 62**
 - **IMRT/VMAT**: pas de critère strict car dépend du compromis PTV-OARs que l'on veut obtenir **ICRU 83**
- A Fribourg, pour la couverture du PTV, on accepte (dans la plus part des cas)

$V_{95\% \text{ dose prescrite}} > 98\%$ et $D_{\max} < 105\% \text{ dose prescrite}$



Sans évaluation, pas d'optimisation

Le planning inverse est composé d'une **processus d'évaluation** puis **d'optimisation**

- Généralement, l'évaluation se fait au travers des métriques physiques et EUD
- Chaque ligne du tableau de contraintes fait appelle à une métrique
- Pour chaque métrique, on peut créer une fonction de coût (ce que l'on demande versus ce que le TPS à produit)

$$C = \sum_{\text{objectives voxels}} \sum W_i I_i (D_i - D_{\text{objectives}})^2$$

- La somme des fonctions de coûts produit la fonction de coût totale du tableau de contrainte.
- Certains TPS permettent également de travailler avec des TCP/NTCP



Objectifs

- Savoir ce qu'est un rapport ICRU et connaître les volumes définis dans ces rapports
- Savoir comment se fait l'évaluation d'un plan de traitement et quels outils utiliser
- Connaître la différence entre métriques physiques, biologiques et physio-biologiques
- Connaître les différents représentations d'un DVH
- Savoir lire les métriques physiques sur un DVH



Conclusions

Evaluation d'un plan

- Coupe par coupe (visuellement)
- Au travers du DVH (calcul de métriques)

Evaluation au travers des métriques physiques (D_{mean} , V_{95Gy})

- Facile à utiliser
- Idéal pour documenter un plan de traitement
- « Eloigné » de la clinique (ex: V_{20Gy} pour le poumon lien clinique ?)

Evaluation au travers de métriques radio-biologiques (TCP/NTCP)

- Est proche de la clinique
- Nécessite encore beaucoup de travail de modélisation et à besoin de plus de données cliniques

Evaluation physico-biologique (EUD)

- Est un compromis entre physique et radio-biologique
- Permet d'obtenir des plans de dose plus aboutis que l'optimisation physique

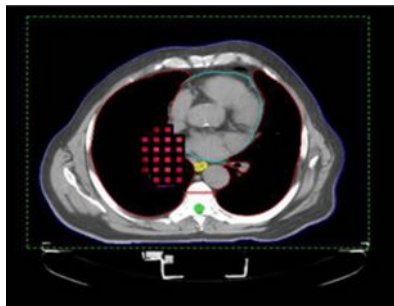
$$EUD = \left(\frac{1}{N} \sum_i D_i^a \right)^{\frac{1}{a}}$$



Exercice



Exercice : DVH du volume cible (PTV)



- Sachant qu'un PTV est :
 - constitué de 21 voxels de 1 cm^3 chacun
 - 8 voxels reçoivent 50 Gy, 6 voxels 49 Gy, 4 voxels 48 Gy, 3 voxels 51 Gy
 - Calculer le **volume** du PTV ainsi que D_{\min} , D_{\max} , D_{mean} , D_{median} , $D_{50\%}$
 - Dessiner le DVH différentiel puis cumulatif (normalisé ou absolue)



Corrigé de l'exercice : métriques DVH

- Le PTV est constitué de 21 voxels de 1 cm³ chacun
- 8 voxels reçoivent 50 Gy, 6 voxels 49 Gy, 3 voxels 48 Gy et 4 voxels 51 Gy
- Calculer le volume du PTV ainsi que D_{\min} , D_{\max} , D_{mean} , $D_{50\%}$ et la $D_{\text{médian}}$

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{Volume} = 21 \text{ cm}^3 \\ D_{\min} = 48 \text{ Gy} \\ D_{\min} = 51 \text{ Gy} \\ D_{\text{mean}} = 49.61 \text{ Gy} \\ D_{50\%} = D_{\text{médian}} = 50 \text{ Gy (dose entre le 10 et 11 voxels)} \end{array} \right.$$



Corrigé de l'exercice : DVH différentiel

