



**XXIV** Congresso da  
Sociedade Brasileira de  
**RADIOTERAPIA**

17 A 20 DE AGOSTO | **2022** | FLORIANÓPOLIS/SC

# **IGRT, margens e estratégias em radiocirurgia de crânio e coluna**

ANA PAULA VOLLET CUNHA

# Declaração de Conflitos de Interesse

*De acordo com RDC 96/2008 ANVISA*

- Declaro não possuir conflitos de interesse.

# SABR (*Stereotactic Ablative Radiotherapy*)/SRS

---

- Prescrição total de dose equivalente a tratamentos radicais;
- Utilizar poucas frações;
- Altas doses por fração;
- Margens reduzidas, necessidade de altos gradientes de dose;
- Fornecer radiação precisa ao volume alvo;
- Imobilização e monitoramento do posicionamento do paciente através de imagens.



Melhorias na precisão da entrega de dose

# SABR (*Stereotactic Ablative Radiotherapy*)/SRS

---

**AMERICAN SOCIETY FOR THERAPEUTIC RADIOLOGY AND ONCOLOGY (ASTRO)  
AND AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY (ACR) PRACTICE GUIDELINE FOR THE  
PERFORMANCE OF STEREOTACTIC BODY RADIATION THERAPY**

Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 76, No. 2, pp. 326–332, 2010  
© 2010 American Society for Therapeutic Radiology and Oncology and American College of Radiology

---

**ACR–ASTRO Practice Parameter for Image-guided  
Radiation Therapy (IGRT)**

American Journal of Clinical Oncology Volume 43, Number 7, July 2020

---

**AAPM-RSS Medical Physics Practice Guideline 9.a. for  
SRS-SBRT** J Appl Clin Med Phys 2017; 18:5:10–21

---

**NRG ONCOLOGY**

**RTOG 0631**

**PHASE II/III STUDY OF IMAGE-GUIDED RADIOSURGERY/SBR  
FOR LOCALIZED SPINE METASTASIS**

RTOG 0631, version date 8/14/15

**Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101**

Stanley H. Benedict, Chairman<sup>a)</sup>

University of Virginia Health System, Charlottesville, Virginia 22908

# SABR (*Stereotactic Ablative Radiotherapy*)/SRS

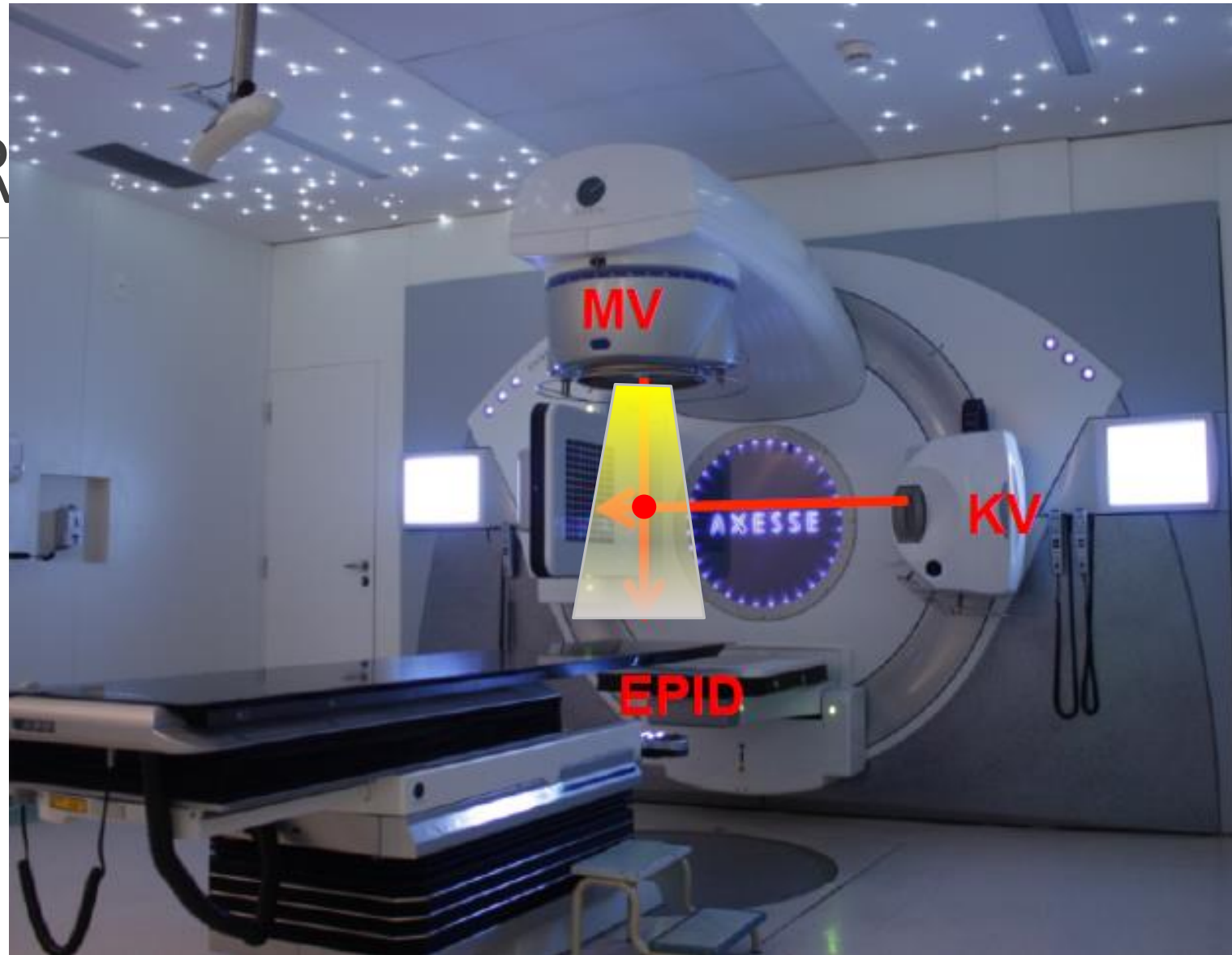
---

## Recomendações:

- Processo que **deve ser guiado por imagem**;
- **Controle da qualidade** deve garantir que os sistemas de entrega de dose e de imagem funcionem dentro das tolerâncias e tenham sincronismo com o TPS;
- Utilizar **2 sistemas de localização independentes** (ex: *Cone-Beam* e EPID);

SABR

/SRS



# SABR

**TABLE 1** Minimum SRS-SBRT relevant equipment QA and tolerances for C-arm linac systems.

| Frequency | Test                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             | Tolerance                                                                           |
|-----------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------|
| Daily     | Laser localization — only if using SRS techniques relying on lasers for target localization (e.g., frame-based SRS without X-ray IGRT)                                                                                                                                                                                           | 1 mm                                                                                |
|           | Collimator size indicator for clinically relevant aperture                                                                                                                                                                                                                                                                       | 2 mm total                                                                          |
|           | Radiation isocentricity test (limited gantry and couch positions) — maximum deviation in center of target object relative to each projection's beam central axis                                                                                                                                                                 | <u>1.0 mm SRS, 1.5 mm SBRT</u>                                                      |
|           | IGRT positioning/repositioning                                                                                                                                                                                                                                                                                                   | <u>1 mm SRS, 2 mm SBRT</u>                                                          |
|           | Imaging subsystem interlocks                                                                                                                                                                                                                                                                                                     | Functional                                                                          |
|           | Stereotactic interlocks — cone size, backup jaws                                                                                                                                                                                                                                                                                 | Functional                                                                          |
|           | Accelerator output constancy                                                                                                                                                                                                                                                                                                     | ±3%                                                                                 |
| Monthly   | Radiation isocentricity test — covering complete range of gantry, couch, collimator positions used clinically — <i>maximum deviation in center of target object relative to each projection's beam central axis</i><br><i>*Note: If both MLC and fixed conical collimators are used, both must be evaluated at least monthly</i> | <u>1.0 mm SRS, 1.5 mm SBRT</u>                                                      |
|           | Treatment couch position indicators: relative over the maximum clinical range                                                                                                                                                                                                                                                    | 1 mm/0.5°                                                                           |
|           | Output constancy at relevant dose rates                                                                                                                                                                                                                                                                                          | 2%                                                                                  |
| Annually  | SRS arc rotation mode (if used clinically)                                                                                                                                                                                                                                                                                       | 1 MU, 1°                                                                            |
|           | MU linearity (≥5 MU to highest MU used clinically)                                                                                                                                                                                                                                                                               | ±2%                                                                                 |
|           | Accelerator output                                                                                                                                                                                                                                                                                                               | ±1.5%                                                                               |
|           | Coincidence of radiation and mechanical isocenter                                                                                                                                                                                                                                                                                | ±1.0 mm maximum 3-D displacement from center of target object                       |
|           | Verification of small-field beam data — relative output factors for cones and/or MLC                                                                                                                                                                                                                                             | ±2% from baseline for >1.0 cm apertures,<br>±5% from baseline for ≤1.0 cm apertures |
|           | E2E localization assessment "hidden target test" using SRS frame and/or IGRT system                                                                                                                                                                                                                                              | 1.0 mm                                                                              |
|           | E2E dosimetric evaluation using SRS frame and/or IGRT system                                                                                                                                                                                                                                                                     | ±5% measured vs. calculated                                                         |

Tolerances are absolute accuracy, not variation from baseline, unless otherwise stated.

# SABR (*Stereotactic Ablative Radiotherapy*)

---

## Recomendações cont.:

- Sistemas de **coordenadas estereotáticas** e de **imobilização** devem ser constantemente verificados;
- Se necessário **implantes de fiduciais**, o processo deve ser verificado desde a simulação até o processo de fusão de imagens no aparelho;
- A técnica pode envolver ***gating* respiratório, rastreamento do tumor, mobilidade dos órgãos**;
- Utilização de **compressão abdominal** (tolerável ao paciente e verificado por fluoroscopia), **ABC** (*Active Breath Control*), entre outros.

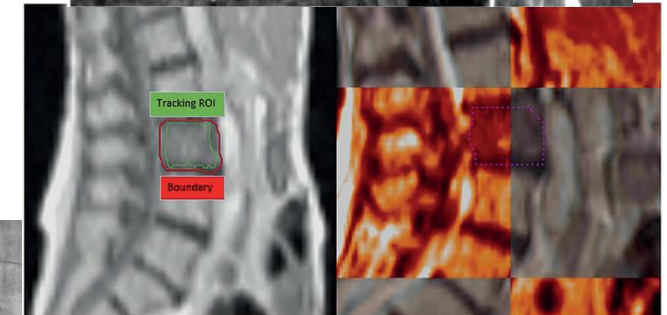
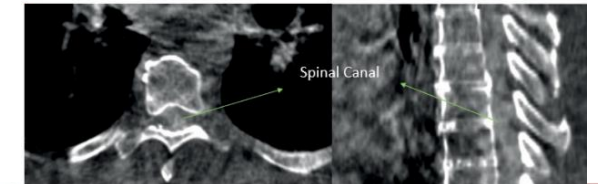
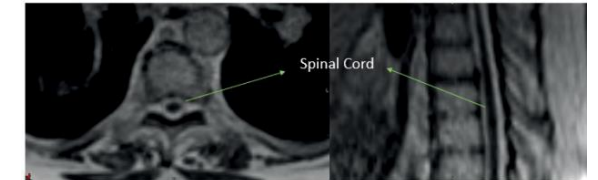
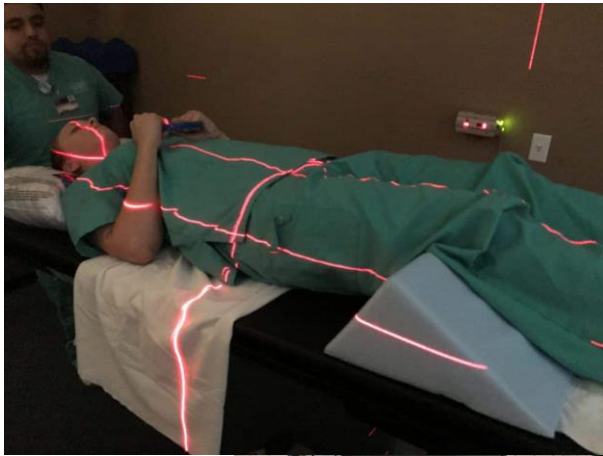
# IGRT (Image Guided Radiation Therapy)

Uso de imagens para detectar e corrigir:

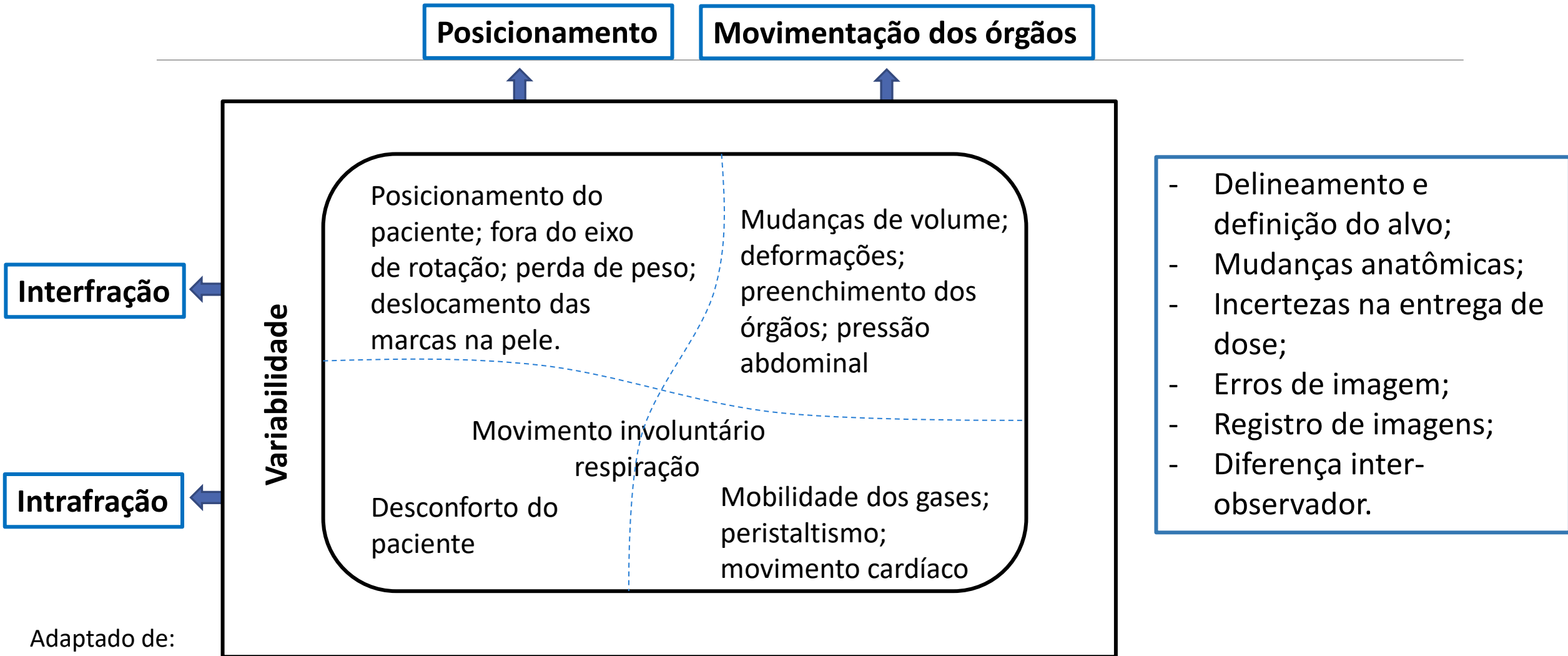
- Erros de posicionamento e movimentação do paciente
- Erros devido à movimentação/deformação dos órgãos e estruturas.



**Mudança de conceito**



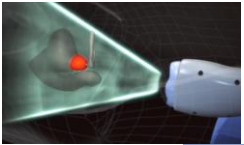
# Erros envolvidos em SABR/SRS



Adaptado de:

# Modalidades de imagens

## Ultrassom



## Baseado em vídeo



## EPID (MV/KV)



## KV- externo ao Gantry



| <i>Imaging modality</i>                | <i>Commercial system</i>                                                                                           | <i>Mechanism</i>                                                                                                             | <i>Advantages</i>                                                                                                                                         | <i>Disadvantages</i>                                                                                                                                                                    |
|----------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Ultrasound-based                       | SonArray, Varian Medical Systems B-mode Acquisition and Targeting (BAT), NOMOS Corporation i-Beam, Elekta Oncology | Target localized using in-room ultrasound before treatment                                                                   | Volumetric verification of target possible Simple and inexpensive No extra imaging dose                                                                   | Operator dependent (inter-observer variation) Applicable to superficial or abdominal targets Cannot be used when beam is on                                                             |
| Video-based surface matching           | AlignRT , Vision RT ExacTrac, BrainLAB                                                                             | Two ceiling mounted video cameras used to provide a 3D-surface image of patient that is aligned with reference surface image | No extra radiation dose Fast, real time acquisition Large field of view Ideal for superficial targets                                                     | No visualization of internal anatomy Relies on surrogates rather than target itself                                                                                                     |
| MV planar imaging                      | Clinac, Varian Medical Systems Precise and Compact, Elekta Oncology Primus and Oncor, Siemens Medical Systems      | Treatment beam is captured by a flat panel detector behind the patient                                                       | Widely available in-room imaging system No modification needed as treatment beam used for imaging Can be used for dose measurements and quality assurance | No volumetric data Poor image quality and resolution No soft tissue data                                                                                                                |
| kV planar imaging (non-gantry mounted) | Cyberknife, Accuracy Novalis TX, BrainLAB                                                                          | Two kV X-ray sources mounted on ceiling or floor providing orthogonal images                                                 | Good image quality because of kV beam Lower patient dose than MV imaging Fast and real time imaging Corrects translational and rotational errors          | No soft tissue information Has to depend on bony landmarks or surrogate markers No information between target and adjacent structures Needs careful calibration for isocentric matching |

# Modalidades de imagens

## KVCT

kVCT (fan-beam)

CT-on-Rails-Primatom, Siemens Medical Systems  
ExaCT, Varian Medical Systems

Uses an in-room diagnostic CT scanner along-side linear accelerator with couch displacement between imaging and treatment

Superior imaging quality with a diagnostic quality CT scanner  
Provides soft tissue information

Requires a large room and increased in-room time  
Unable to assess intra-fraction motion  
Possible positioning error during couch movement

kVCT (cone-beam)

Synergy, Elekta Oncology  
On Board Imager, Varian Medical Systems  
Artiste, Siemens Medical Systems

Uses an isocentrically gantry mounted kV source and a flat panel detector. A series of kV X-rays are taken by rotating gantry and reconstructed to a volumetric image

Clinically well established and widely used  
Provides good spatial resolution of soft tissue  
Fluoroscopy and 4D-CBCT for intra-fraction motion correction is possible

Poor image quality compared to diagnostic CT image  
Requires post processing of images (slow acquisition)  
Cannot be used when treatment beam is on, hence can be used for correcting positioning errors only

MVCT (fan-beam)

Helical Tomotherapy  
Hi-ART II, Accuray

Imaging done by treatment beam, where ring gantry rotates and the patient couch moves through

Provides volumetric images for positioning error correction  
Can be used for dose verification and dose calculation during treatment  
Provides adequate detail for setup verification  
No metal artifacts

As MV beam is used, there is a poor soft tissue contrast compared to kVCT  
Considerable reduction in throughput due to long imaging time

MVCT (cone-beam)

CBCT is constructed from a series of planar images taken with the treatment MV beam

No special modification needed in treatment unit

Poor quality of image compared to kV-CBCT  
Radiation dose outside the target region is a concern

## KVCT

## Cone Beam

## MVCT

## MVCT

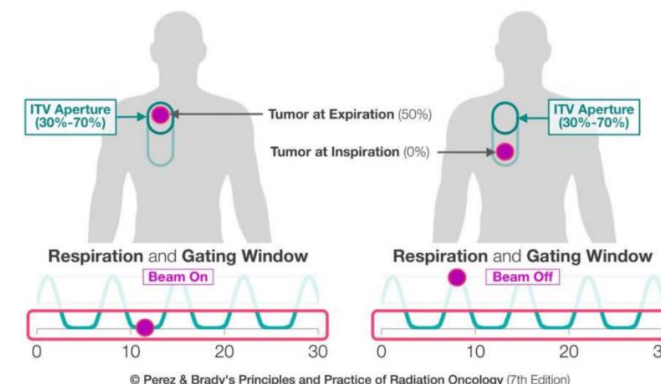
## Cone Beam

# Modalidades de imagens / monitoramento

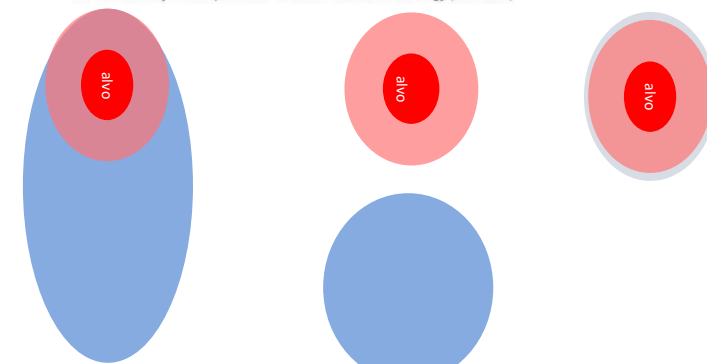
## Imagens volumétricas RM



## Sistemas de *Gating* e Monitoramento Intrafração



Campo de  
tratamento



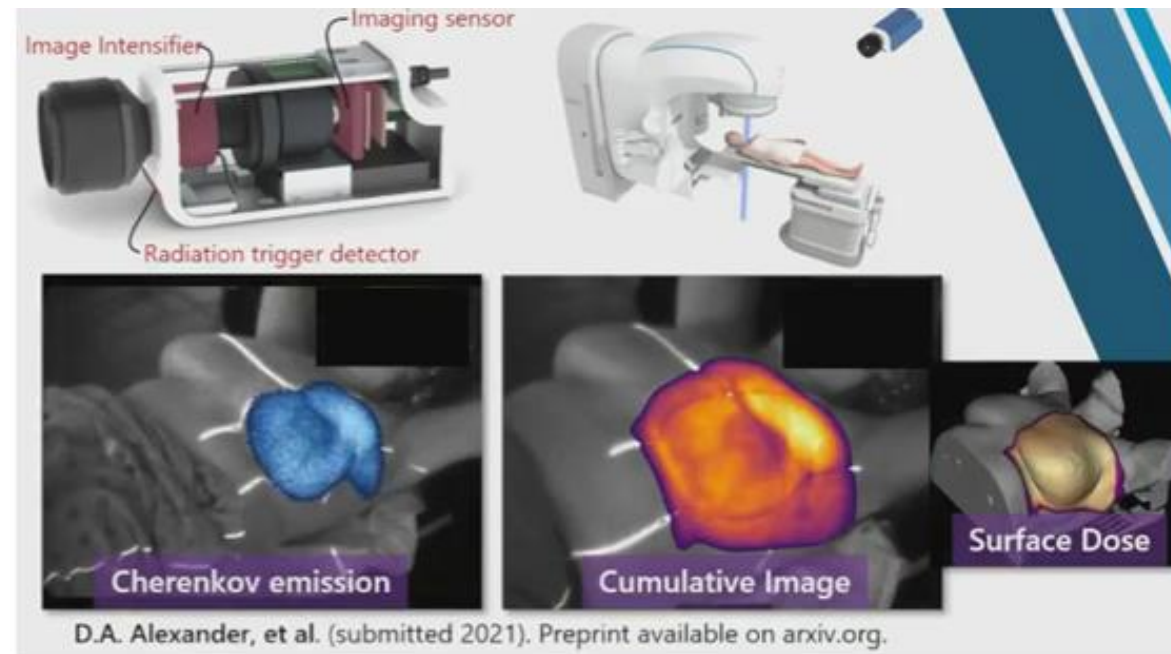
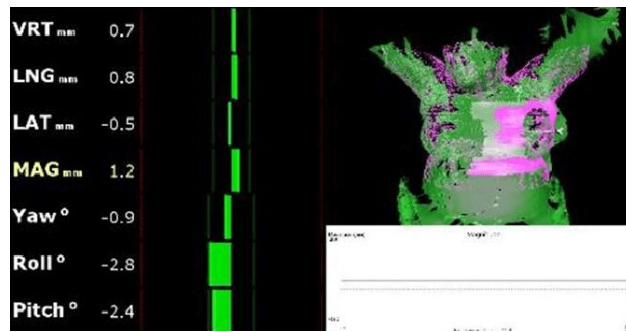
ITV total

Gating

Tracking

# Modalidades de imagens

Baseado  
em vídeo



PHYSICS CONTRIBUTION | VOLUME 89, ISSUE 3, P615-622, JULY 01, 2014

## Cherenkov Video Imaging Allows for the First Visualization of Radiation Therapy in Real Time

Lesley A. Jarvis, MD, PhD • Rongxiao Zhang, BS • David J. Gladstone, ScD • ... Adam K. Glaser, BE  
Michael Jermyn, PhD • Brian W. Pogue, PhD • Show all authors

# Modalidades de imagens

## KV- externo ao Gantry



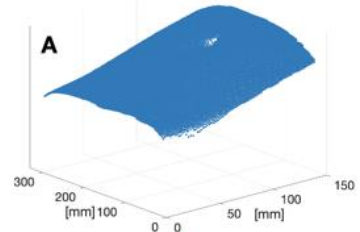
High definition structured light projector (300,000 points)



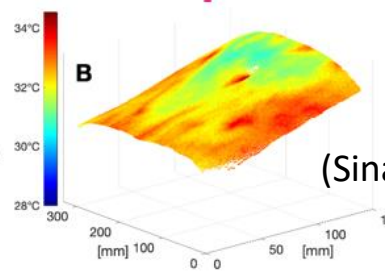
Stereoscopic low latency data camera (20 frames per second)

Integrated thermal camera

Surface Data

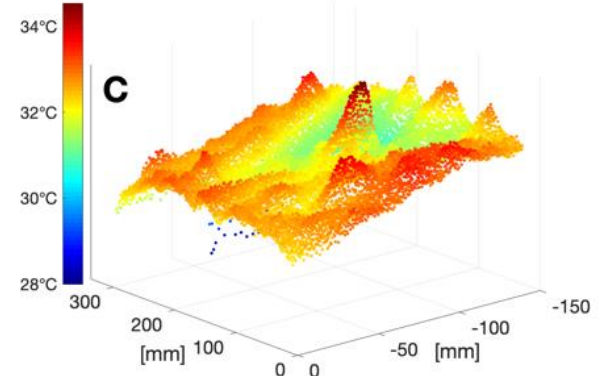


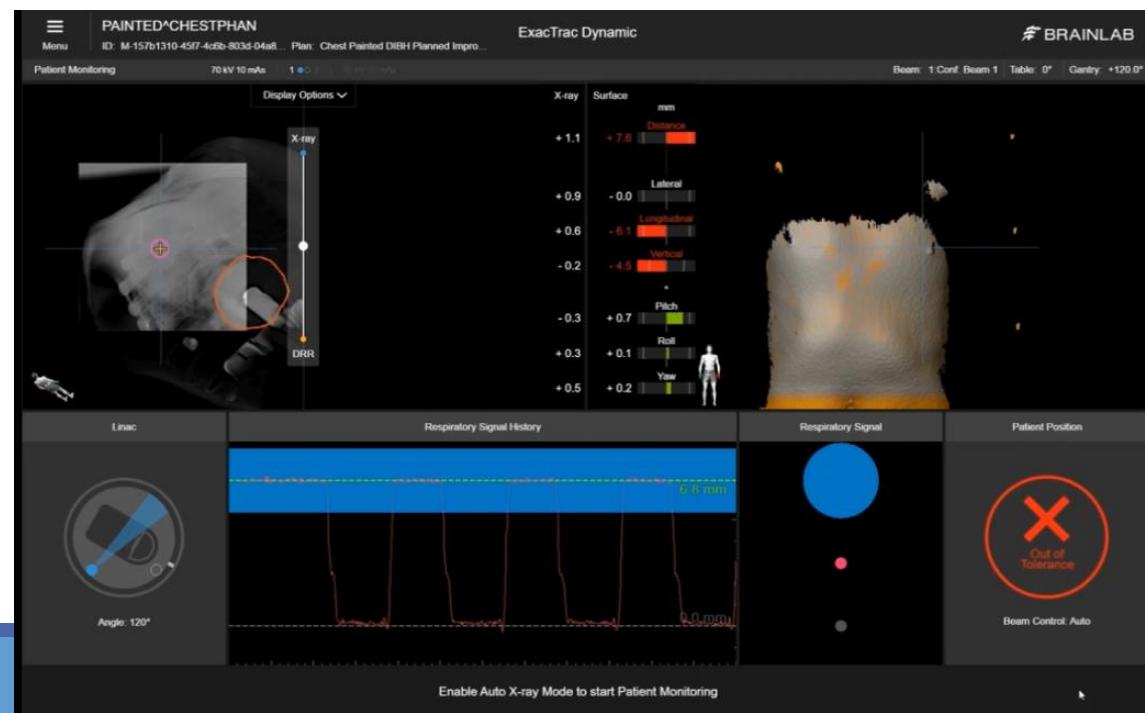
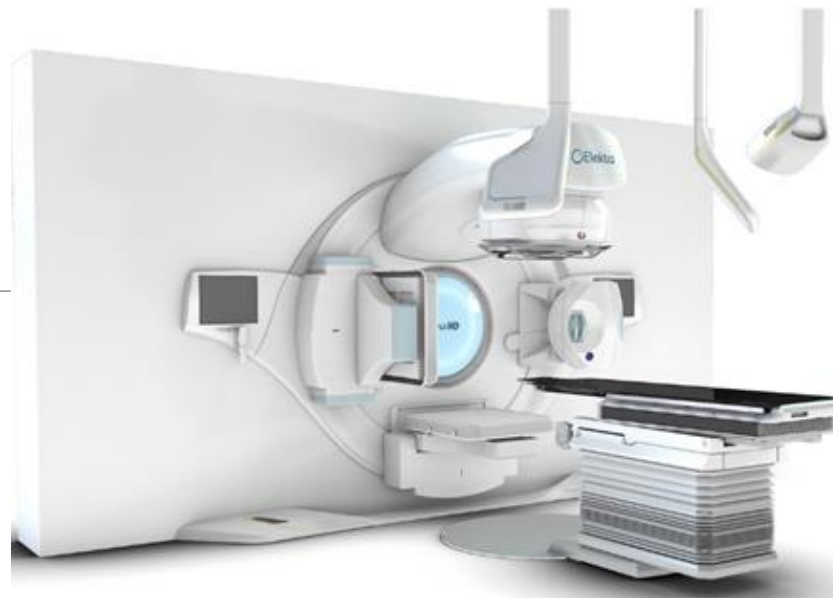
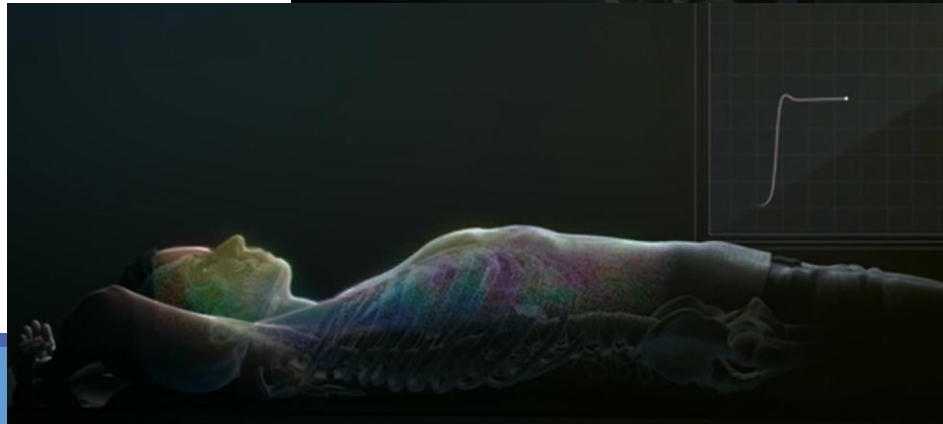
Thermal Data



(Superfície 3D)

(Sinal de calor)





# Modalidades de imagens

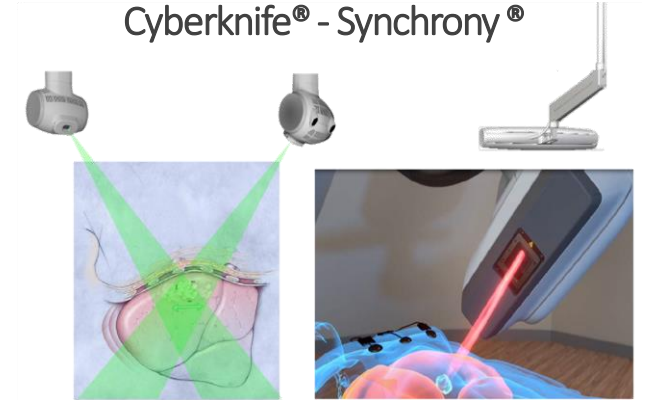
## KV- externo ao Gantry



Cyberknife® - 6D Skull



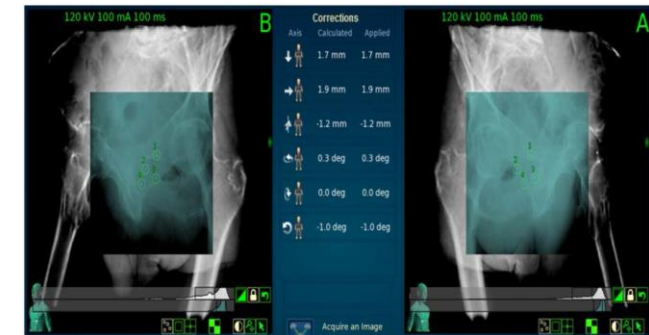
Cyberknife® - Synchrony®



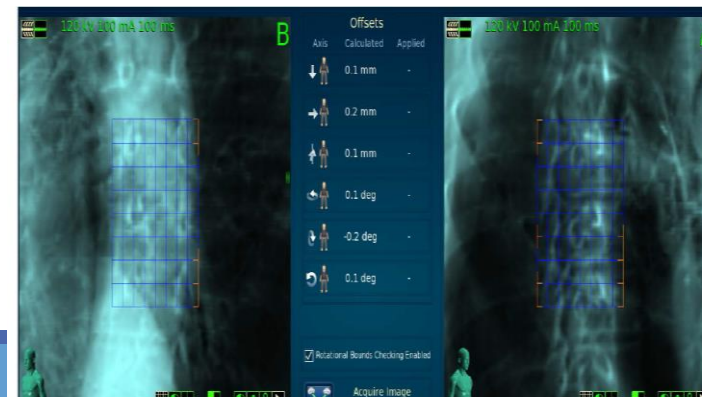
Imaging system captures target at discrete points in respiratory cycle

Optical markers are monitored in real time by the Synchrony camera system

Cyberknife® - Fiducial tracking



Cyberknife® - Xsight Spine



# Pontos a considerar- Coluna

## Simulação/ Planejamento

- ✓ **Localizar corpo vertebral e poupar órgãos adjacentes**

- ✓ Avaliar se necessário: Preparo, monitoramento

- ✓ Desafio- alto gradiente (vértebra x medula):

- Imobilização adequada:** Máscaras em região cervical e tórax superior; Vac; acessórios específicos para SBRT/SABR/SRS.

- ✓ RTOG 0631- margem 0 mm; atenção aos PRVs

- ✓ ↓ Tempo ↑ taxas de dose (avaliar FFF x tamanho de campo) ↓ erro intrafração.

## Tratamento

- ✓ **Monitoramento interfração:**

- ✓ IGRT *online*

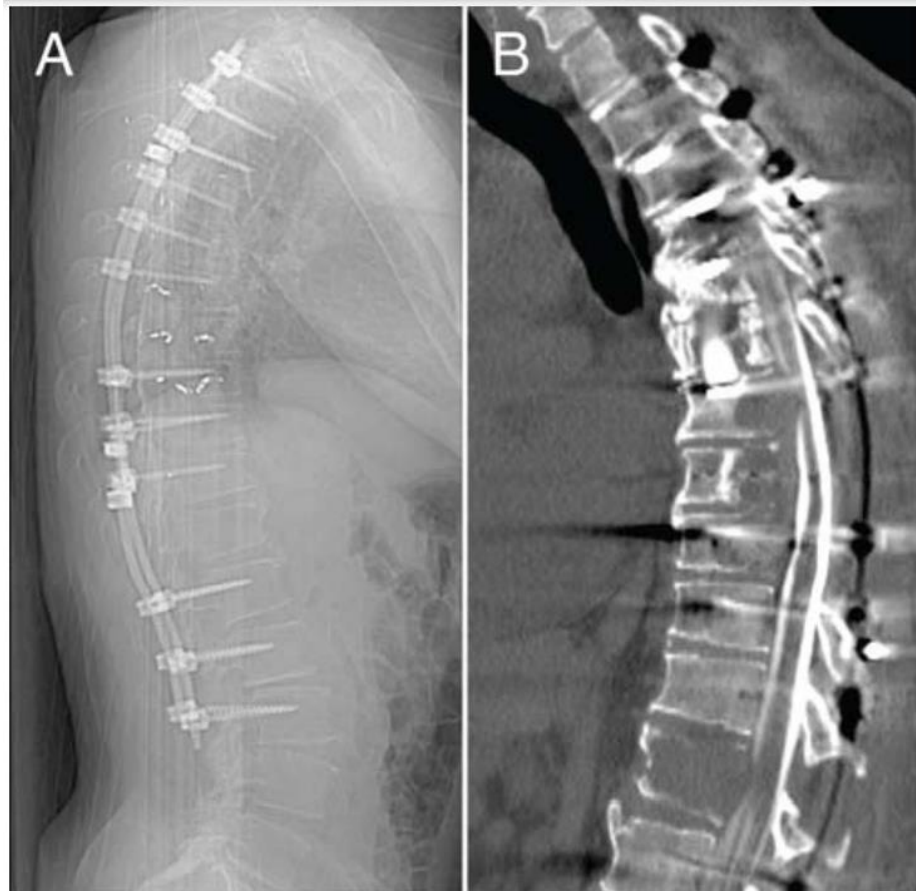
- ✓ Correções de erros sistemáticos e randômicos

- ✓ **Monitoramento intrafração:**

- ✓ **Localizar corpo vertebral:** CBCT + imagens planares (+ fiduciais)

- ✓ **Minimizar erros intrafração e rotações**

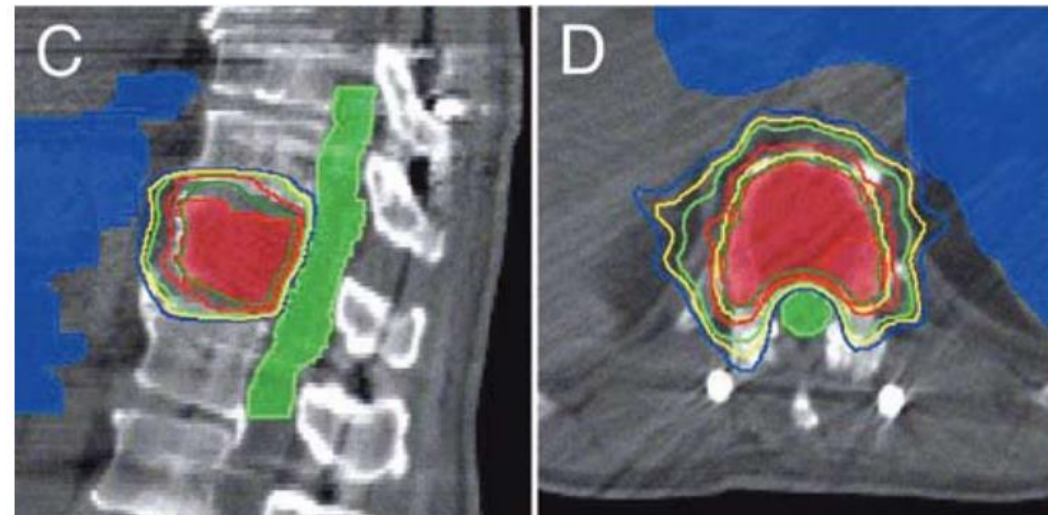
# Pontos a considerar- Coluna



Materiais de fixação:

Localização: Marcadores/fiduciais  
Artefatos

Planejamento: atenção à curva CT-to- ED



# Pontos a considerar- Coluna – IGRT CBCT

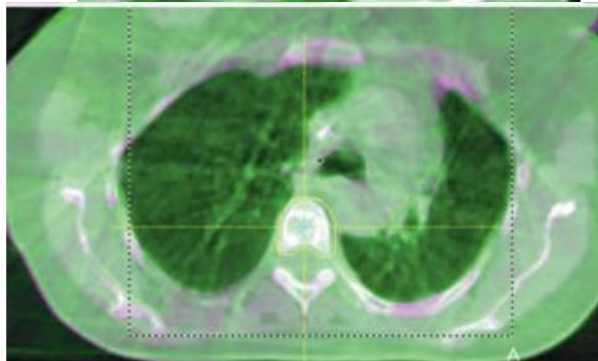
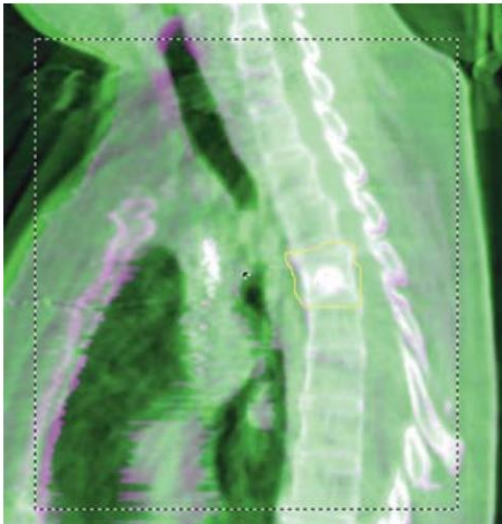


**TABLE 1: Summary of translational and rotational deviations measured on CBCTs obtained in the middle and at the end of spine radiosurgery treatment in 31 patients with spinal implants \***

| Point of Treatment | Translational Deviations (mm) |                  |               | Rotational Deviations (°) |               |               |
|--------------------|-------------------------------|------------------|---------------|---------------------------|---------------|---------------|
|                    | Lateral (X)                   | Longitudinal (Y) | Anteropst (Z) | Pitch (X)                 | Roll (Y)      | Yaw (Z)       |
| middle             | $0.6 \pm 0.6$                 | $0.4 \pm 0.4$    | $0.5 \pm 0.5$ | $0.3 \pm 0.4$             | $0.5 \pm 0.6$ | $0.3 \pm 0.4$ |
| end                | $0.5 \pm 0.3$                 | $0.4 \pm 0.4$    | $0.5 \pm 0.6$ | $0.4 \pm 0.5$             | $0.6 \pm 0.6$ | $0.3 \pm 0.4$ |

\* Anteropst = anteroposterior.

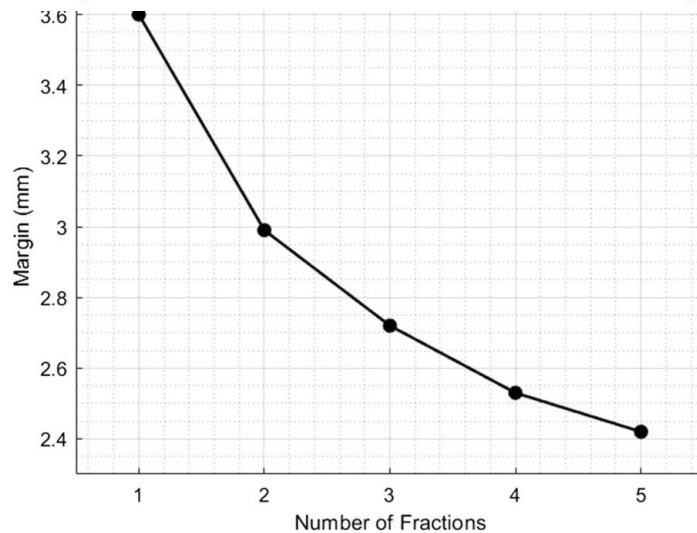
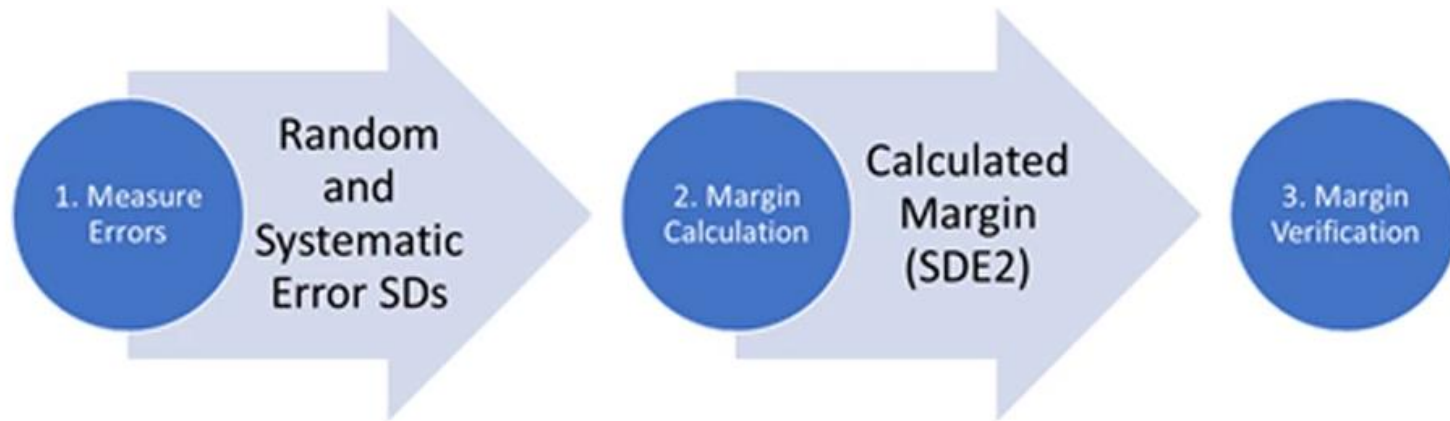
Gerszten, *et. al.* JNS 2010 “Setup accuracy of spine radiosurgery using cone beam computed tomography image guidance in patients with spinal implants”

**TABLE 4. Summary of translational and rotational deviations measured on CBCT images obtained in the middle and at the end of the spine radiosurgery treatment in 30 patients with intradural tumors**

| Variable | Translational Deviations (mm) |                  |               | Rotational Deviations (°) |               |               |
|----------|-------------------------------|------------------|---------------|---------------------------|---------------|---------------|
|          | X (lateral)                   | Y (longitudinal) | Z (AP)        | X (pitch)                 | Y (roll)      | Z (yaw)       |
| Middle   | $0.4 \pm 0.5$                 | $0.5 \pm 0.8$    | $0.4 \pm 0.5$ | $0.3 \pm 0.4$             | $0.3 \pm 0.4$ | $0.3 \pm 0.4$ |
| End      | $0.5 \pm 0.4$                 | $0.5 \pm 0.6$    | $0.6 \pm 0.5$ | $0.5 \pm 0.5$             | $0.4 \pm 0.5$ | $0.2 \pm 0.3$ |

Andrés Monserrate, *et al.* “Stereotactic radiosurgery for intradural spine tumors using cone-beam CT image guidance”. Neurosurg Focus 42 (1):E11, 2017.

# Pontos a considerar- Coluna – IGRT CBCT



## Conclusões:

- Calcular erros com experiências prévias do setor;
- Margem (SI) calculada para tratamentos fracionados= 2,4 mm. Garantindo 90% de cobertura do CTV em 90% dos pacientes;
- Margem para única fração= 3,6 mm;

# Pontos a considerar- Coluna – IGRT CBCT

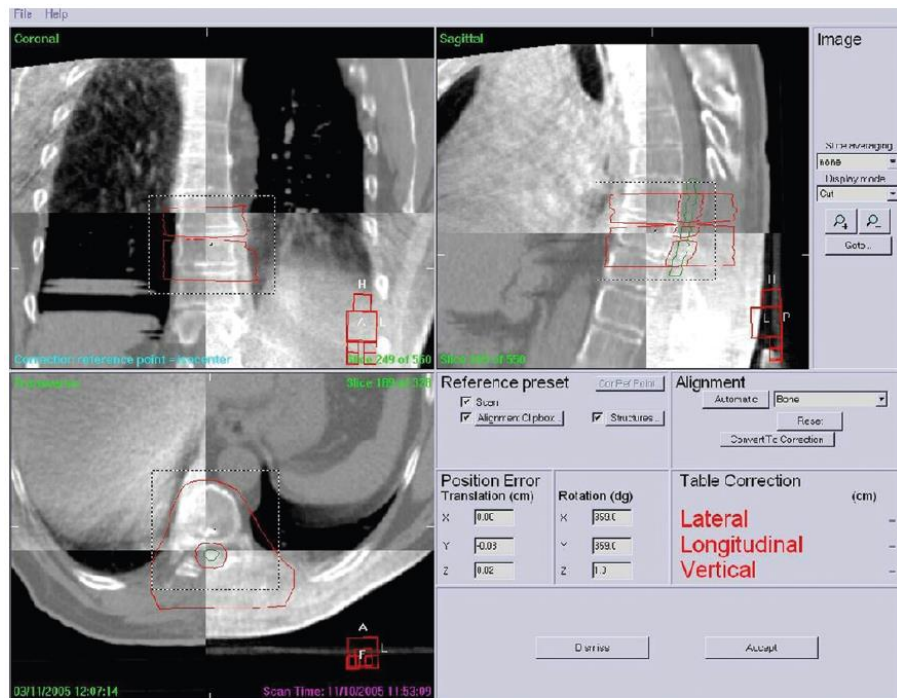


TABLE 3. Summary of tumor volume and doses by spinal level

| No. of Spinal Levels | Mean Tumor Vol (range) in mm <sup>3</sup> | Mean Max Tumor Dose (range) in Gy | Mean Max Spinal Cord/Cauda Equina Dose (range) in Gy | Mean Spinal Cord/Cauda Equina Vol Receiving >8 Gy (range) in mm <sup>3</sup> |
|----------------------|-------------------------------------------|-----------------------------------|------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------|
| 22 cervical          | 13.4 (0.4–87.5)                           | 19 (13–27)                        | 12 (7–21)                                            | 0.9 (0–5.1)                                                                  |
| 17 thoracic          | 2.9 (0.3–13.6)                            | 15 (12–20)                        | 11 (8–15)                                            | 0.4 (0–1.2)                                                                  |
| 38 lumbar            | 7.4 (0.1–57.1)                            | 17 (13–20)                        | 12 (5–21)                                            | 1 (0–4.6)                                                                    |
| 5 sacral             | 5.5 (0.7–7.9)                             | 18 (15–27)                        | 13 (11–21)                                           | 1.2 (0–3.3)                                                                  |

# Pontos a considerar- Coluna

**Objetivo:** Avaliar 3 ou mais vértebras contíguas que podem ser localizadas de forma confiável e rápida, utilizando 2 dispositivos distintos de imagens e correção de mesa 6D.

- 45 casos;
- CBCT com FOV de 17,5 cm crânio-caudal;

## Resultados:

- **Vértebras torácica até sacral (T2 – S5):** acurácia submilimétrica inicial. 98% desvio inicial < 1 mm.
- **Vértebras na junção cérvico-torácica:** difícil reprodução. 75% com incerteza residual > 1 mm.
- **Mesa 6D integrada ao método de imagem** corrige pequenos desvios rotacionais. Requer atenção, porém, não é considerado um fator limitante da técnica.

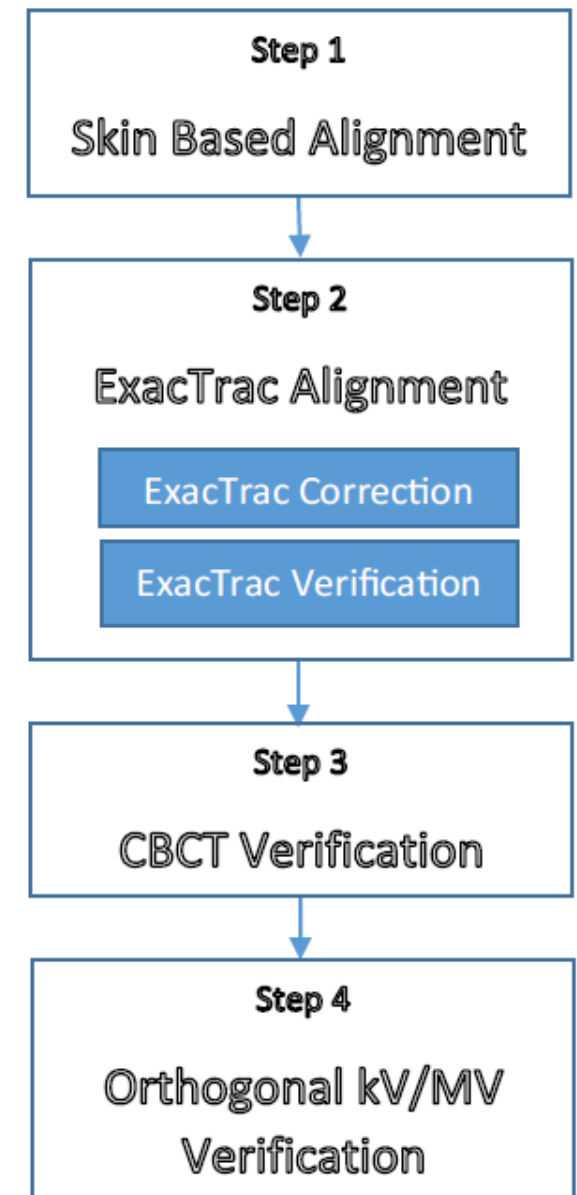


**FIG. 1.** Major steps and image modalities in the work flow of our initial setup.

# Pontos a considerar- Coluna

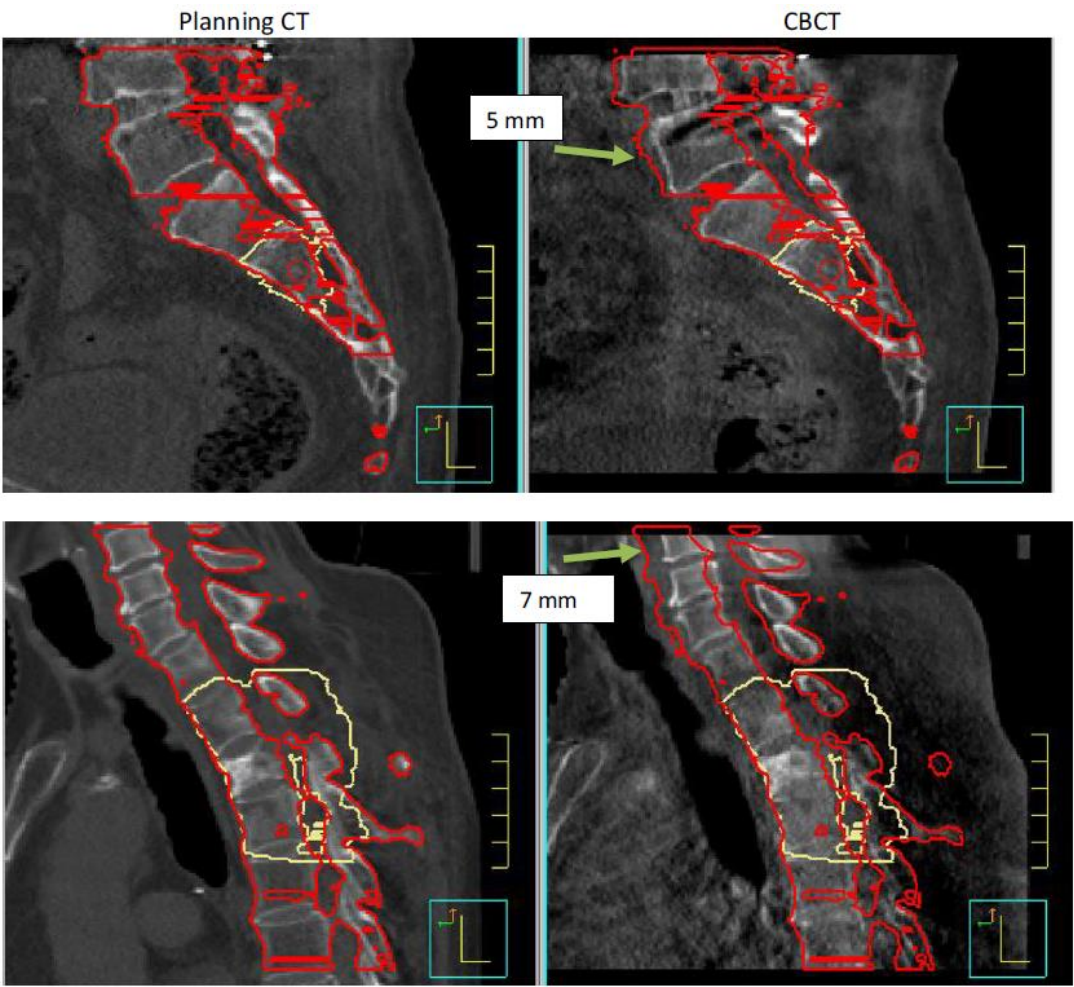


**FIG. 4.** Sagittal view of case # 45 (a) and # 10 (b). Red and yellow are contours of vertebrae and targets in planning CT. Large residual errors due to curvature change at L to S transition (a) and C to T transition (b) are marked with arrows.

**TABLE 3** Residual error in millimeter integrals of vertebrae visible in the CBCT of each case.

| #  | C1 | C2 | C3 | C4 | C5 | C6 | C7 | T1 | T2 | T3 | T4 | T5 | T6 | T7 | T8 | T9 | T10 | T11 | T12 | L1 | L2 |
|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|-----|-----|-----|----|----|
| 1  | 1  | 1  | 1  | 2  | 3  |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |     |     |     |    |    |
| 2  | 1  | 1  | 1  | 1  | 3  |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |     |     |     |    |    |
| 3  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  |    |    |    |    |    |    |    |    |     |     |     |    |    |
| 4  |    | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 2  | 2  |    |    |    |    |    |    |    |    |     |     |     |    |    |
| 5  |    | 2  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  |    |    |    |    |     |     |     |    |    |
| 6  |    |    | 4  | 3  | 2  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  |    |    |    |    |    |    |     |     |     |    |    |
| 7  |    |    | 5  | 5  | 3  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  |    |    |    |    |    |     |     |     |    |    |
| 8  |    |    | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  |    |    |    |    |     |     |     |    |    |
| 9  |    |    |    |    | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  |    |    |    |     |     |     |    |    |
| 10 |    |    |    |    |    | 7  | 5  | 2  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  |    |    |    |     |     |     |    |    |
| 11 |    |    |    |    |    |    | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  |    |    |     |     |     |    |    |
| 12 |    |    |    |    |    |    | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  |    |    |     |     |     |    |    |
| 13 |    |    |    |    |    | 4  | 3  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  |    |     |     |     |    |    |
| 14 |    |    |    |    | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  |    |     |     |     |    |    |
| 15 |    |    |    |    |    |    |    | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  |     |     |     |    |    |
| 16 |    |    |    |    |    |    |    |    | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1   |     |     |    |    |
| 17 |    |    |    |    |    |    |    |    |    | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1   |     |     |    |    |
| 18 |    |    |    |    |    |    |    |    |    | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1   |     |     |    |    |
| 19 |    |    |    |    |    |    |    |    |    | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1   |     |     |    |    |
| 20 |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1   |     |     |    |    |
| 21 |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1   |     |     |    |    |
| 22 |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    | 1  | 1  | 1  | 1  | 1   | 1   | 1   |    |    |
| 23 |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    | 1  | 1  | 1  | 1   | 1   | 1   | 1  |    |
| 24 |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    | 1  | 1  | 1   | 1   | 1   | 1  |    |
| 25 |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    | 1  | 1   | 1   | 1   | 1  |    |
| 26 |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |    | 1   | 1   | 1   | 1  | 1  |

# Pontos a considerar- Coluna

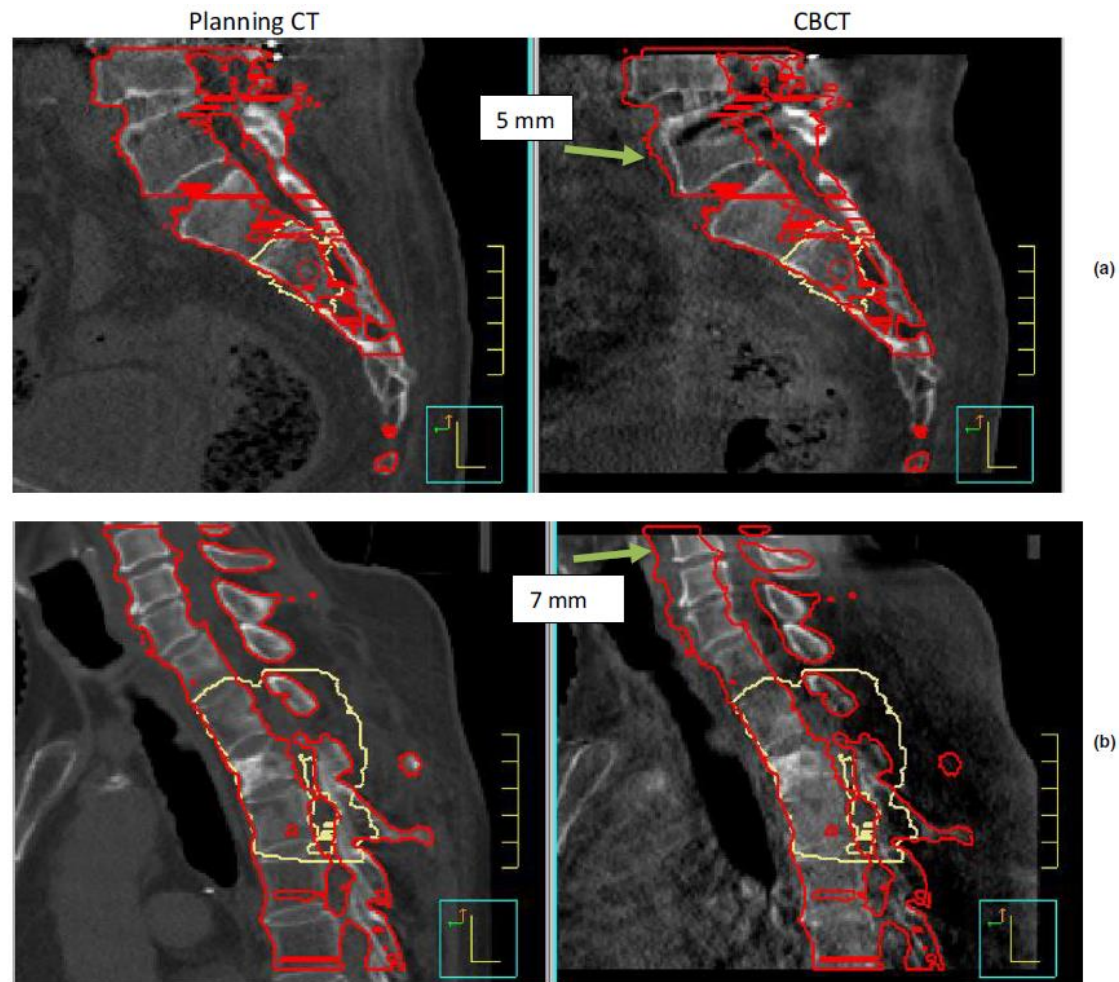
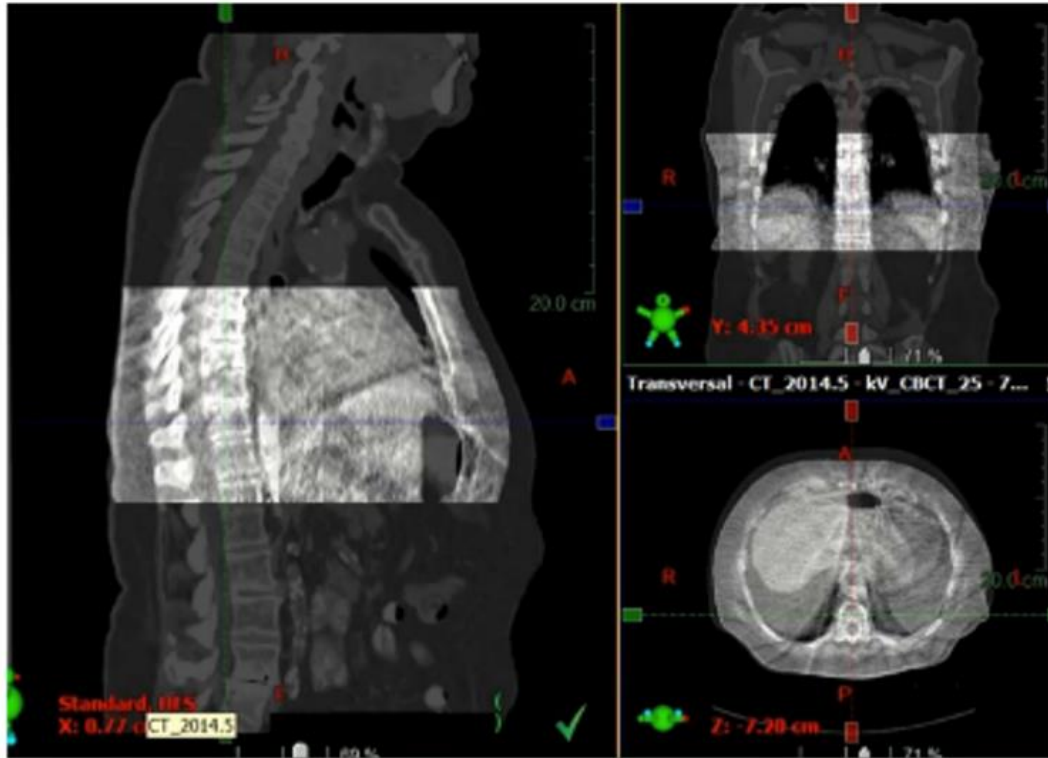


**FIG. 4.** Sagittal view of case # 45 (a) and # 10 (b). Red and yellow are contours of vertebrae and targets in planning CT. Large residual errors due to curvature change at L to S transition (a) and C to T transition (b) are marked with arrows.

**TABLE 3** (Continued)

| #  | T11 | T12 | L1 | L2 | L3 | L4 | L5 | S1 | S2 | S3 | S4 | S5 |
|----|-----|-----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|
| 34 | 1   | 1   | 1  | 1  | 1  | 1  |    |    |    |    |    |    |
| 35 |     | 1   | 1  | 1  | 1  | 1  |    |    |    |    |    |    |
| 36 |     | 1   | 1  | 1  | 1  | 1  |    |    |    |    |    |    |
| 37 |     |     | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  |    |    |    |    |    |
| 38 |     |     |    | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  |    |    |    |    |
| 39 |     |     |    | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  |    |    |    |
| 40 |     |     |    | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  |    |    |    |    |
| 41 |     |     |    |    | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  |    |    |
| 42 |     |     |    |    | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  |    |
| 43 |     |     |    |    | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  |    |    |
| 44 |     |     |    |    |    | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  |    |
| 45 |     |     |    |    |    |    | 5  | 1  | 1  | 1  | 1  | 1  |

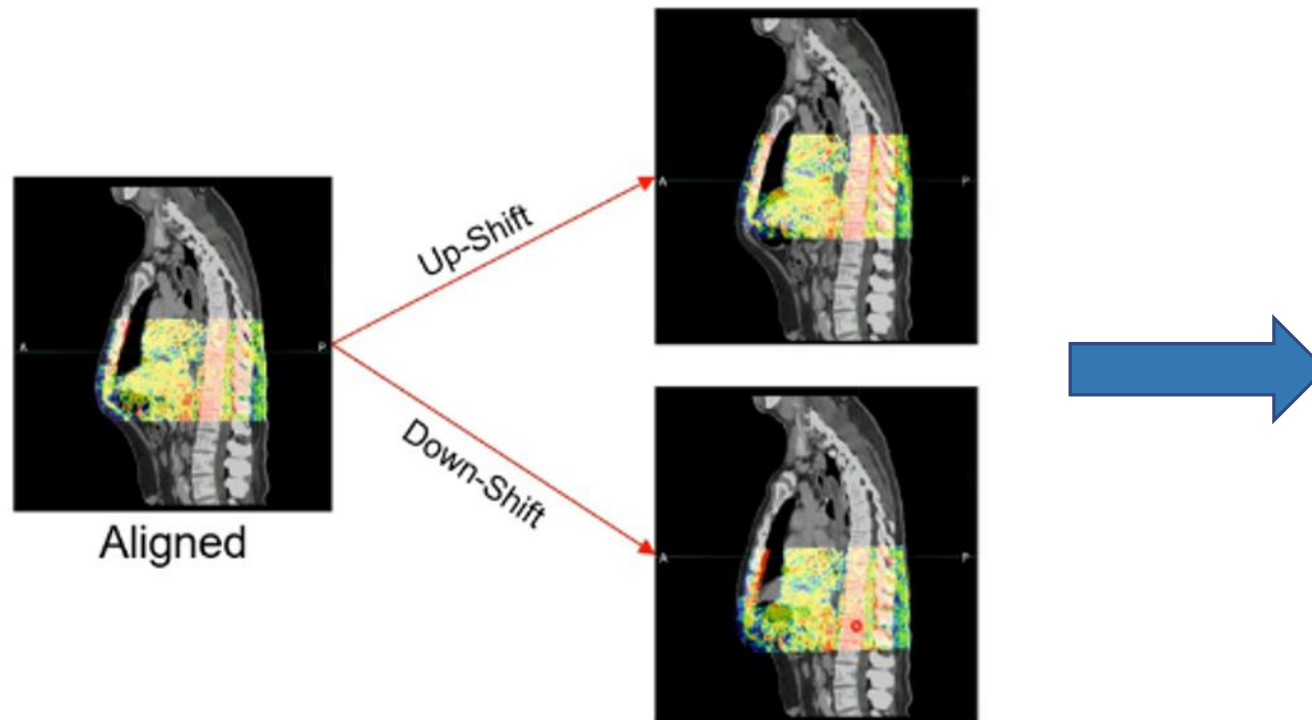
# Pontos a considerar- Coluna- Divergência entre os sistemas



O objetivo do projeto-  
algoritmo de detecção de  
erros automático, utilizando  
uma rede neural de  
convolução para detectar  
posicionamentos incorretos  
de vértebras

**Automatic Detection of Vertebral Body Misalignment Errors in  
Cone-Beam CT-guided Radiotherapy Using a Convolutional Neural  
Network** Dishane C. Luximon; Rachel Petragallo; Daniel Low, PhD; James Lamb, PhD

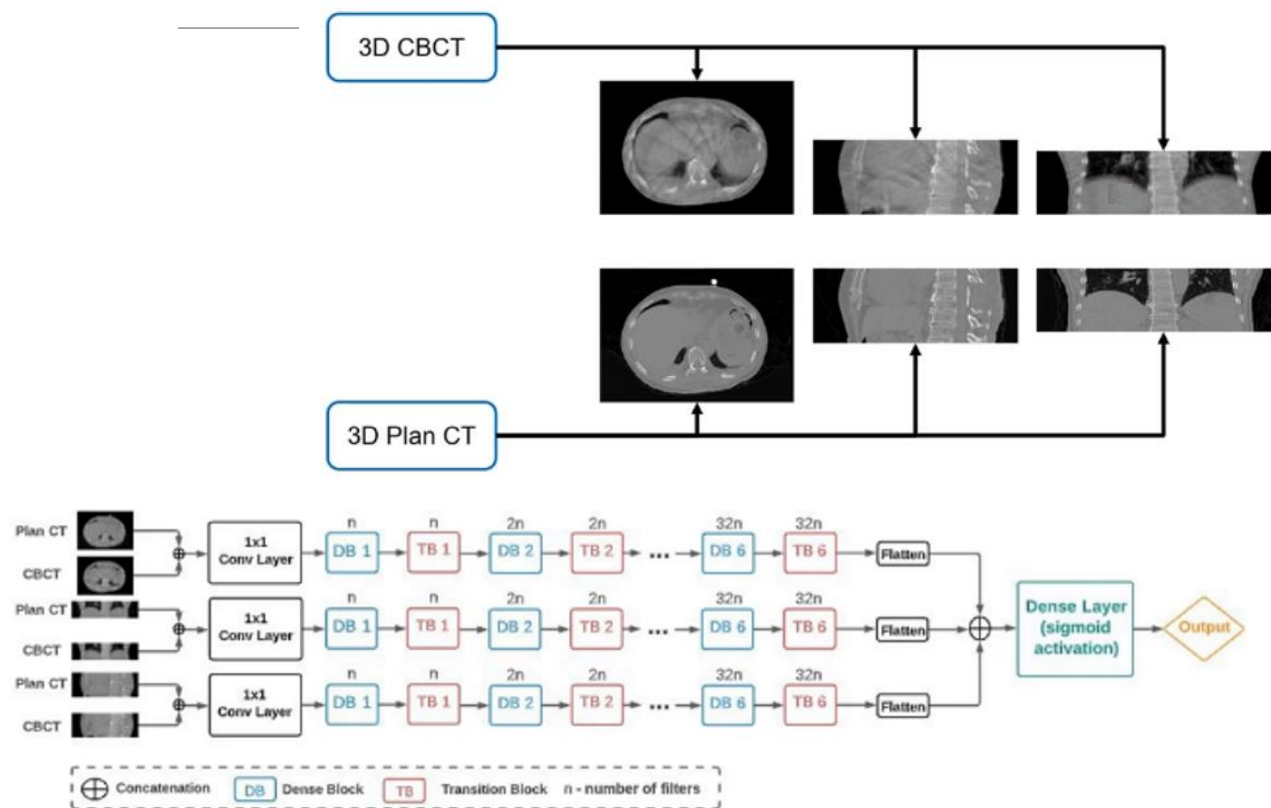
# Coluna- IGRT baseado em CBCT



376 pacientes;  
Regiões torácica e abdominal;  
Para cada paciente, foi “provocado”  
um erro inferior e superior;  
Após imagens 3D, foram realizadas  
imagens planares;  
Imagens inseridas na rede neural  
(CNN) para retornar uma  
probabilidade de não estar alinhada  
corretamente;  
329 pacientes foram utilizados para  
treinar a CNN e 47 para testar.

**Automatic Detection of Vertebral Body Misalignment Errors in  
Cone-Beam CT-guided Radiotherapy Using a Convolutional Neural  
Network** Dishane C. Luximon; Rachel Petragallo; Daniel Low, PhD; James Lamb, PhD

# Coluna- IGRT baseado em CBCT



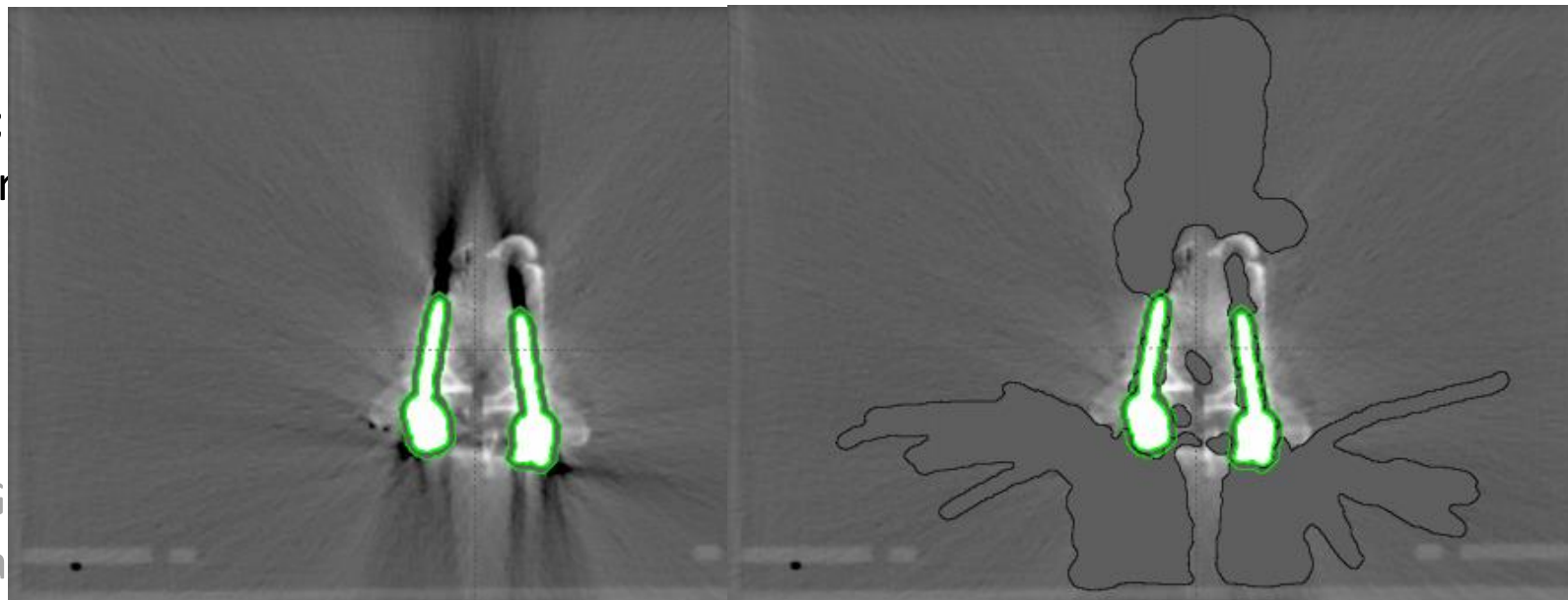
**Automatic Detection of Vertebral Body Misalignment Errors in Cone-Beam CT-guided Radiotherapy Using a Convolutional Neural Network** Dishane C. Luximon; Rachel Petragallo; Daniel Low, PhD; James Lamb, PhD

- ✓ Selecionados 2 *slices* da região de interesse em cada sentido;
  - ✓ Feita fusão CT e CBCT;
  - ✓ Avaliação dos 3 ramos da CNN;
  - ✓ Fixando em 99% o parâmetro de especificidade, já que consideraram pequena a chance de localizarem a vértebra incorreta, o algoritmo apresentou sensibilidade de 85%.
- ✓ **Trabalho futuro:** maior robustez ao modelo; estudo multi-institucional; **criar um programa que detecte possíveis erros *online*.**

# Pontos a considerar- Coluna

---

- ✓ TPS e os artefatos (curva CT-to-ED; atenção aos programas de reconstrução como iMar e eFOV)
- ✓ Mesa de tratamento e acessórios
- ✓ Qualidade do planejamento (RTOG não especifica R50% ou D2cm para coluna, mas é possível seguir os critérios utilizados para pulmão, por exemplo).



Zhangkai J. Cheng, *et al.* On the accuracy of dose prediction near metal fixation devices for spine SBRT. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 17 (3), 475-485

# Pontos a considerar- Coluna

- ✓ TPS e os artefatos
- ✓ Mesa de tratamento e acessórios (AAPM TG 176)
- ✓ Qualidade do planejamento (RTOG 0631- não especifica R50% ou D2cm para coluna, mas é possível seguir os critérios utilizados para pulmão, por exemplo).

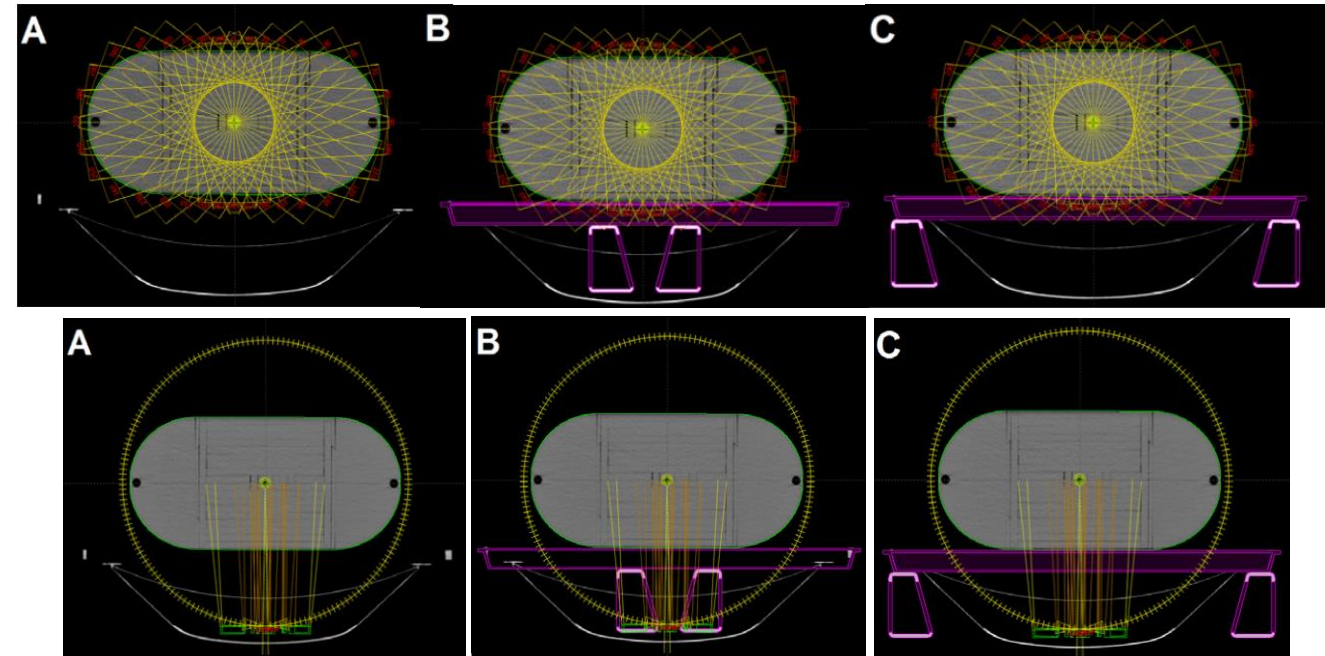


**Tabela 3** - Dados dosimétricos com os desvios da dose planejada e a medida.

| Calculado         | Plano calculado sem mesa |             | Calculado com mesa trilho dentro | Calculado com mesa trilho fora |
|-------------------|--------------------------|-------------|----------------------------------|--------------------------------|
|                   | Trilho Dentro            | Trilho Fora |                                  |                                |
| Média (%)         | 2,2                      | 2,0         | 0,8                              | 0,4                            |
| Desvio Máximo (%) | 5,3                      | 13,7        | 3,3                              | 4,9                            |
| Desvio Padrão (%) | 1,4                      | 3,7         | 1,8                              | 1,7                            |

**Tabela 4** - Dados dosimétricos com os desvios da dose planejada com a medida.

| Calculado         | Plano otimizado sem mesa |             | Otimizado com mesa trilho dentro | Otimizado com mesa trilho fora |
|-------------------|--------------------------|-------------|----------------------------------|--------------------------------|
|                   | Trilho Dentro            | Trilho Fora |                                  |                                |
| Média (%)         | 1,6                      | 1,4         | 1,6                              | 1,2                            |
| Desvio Máximo (%) | 2,5                      | 2,1         | 2,6                              | 2,2                            |
| Desvio Padrão (%) | 0,6                      | 0,5         | 0,5                              | 0,6                            |

Trabalho de conclusão de residência Fundação Antônio Prudente-  
ACCAMARGO CANCER CENTER

# Pontos a considerar- Coluna

✓ TPS e os artefatos

✓ Mesa de tratamento

✓ Qualidade do planejamento (RTOG 0631- não especifica R50% ou D2cm para coluna, mas é possível seguir os critérios utilizados para pulmão, por exemplo).

**TABLE 1** Average treatment times across all targets for each modality.

| Modality | Average (min) | Range (min) |
|----------|---------------|-------------|
| RA       | 9.5           | 7.2–11.2    |
| RA-FFF   | 4.4           | 3.5–4.9     |
| Tomo     | 6.0           | 5.0–6.8     |
| CK       | 58.1          | 32.0–85.0   |
| Vero     | 19.1          | 15.0–24.5   |

✓ Cobertura do alvo

✓ Dose na medula

✓ Heterogeneidade do alvo

✓ *High dose spillage* (atenção às curvas 105 e 110%)

✓ *Low dose spillage*

✓ Índice de conformidade

✓ Índice de Homogeneidade

✓ Tempo de tratamento (maior dependência: taxa de dose)

↓ Tempo ↓ Erro intrafração

# Pontos a considerar- Crânio

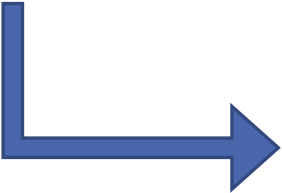
---

## Simulação / Planejamento

- ✓ **Localizar a região a ser tratada**
  - ✓ Necessário fusão de imagens
  - ✓ Em geral, volumes tumorais pequenos

- ✓ **Monitoramento interfração:**
  - ✓ *IGRT online*

- ✓ **Monitoramento intrafração:**
  - ✓ Métodos de imagem combinados
  - ✓ Minimizar erros rotacionais

- 
- ✓ **Alguns desafios:**
    - ✓ Dosimetria de campos pequenos;
    - ✓ Volumes de tratamento e avaliação de distorções;
    - ✓ Parâmetros dosimétricos, tais como: DLG x OAR

# Pontos a considerar- Crânio: Fusão de imagens

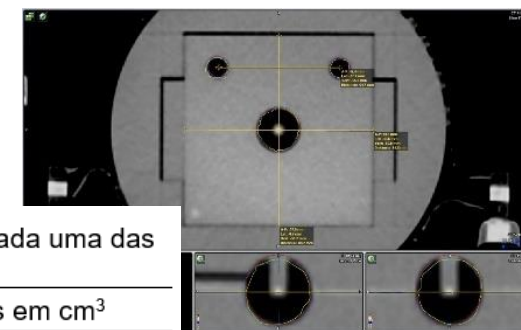
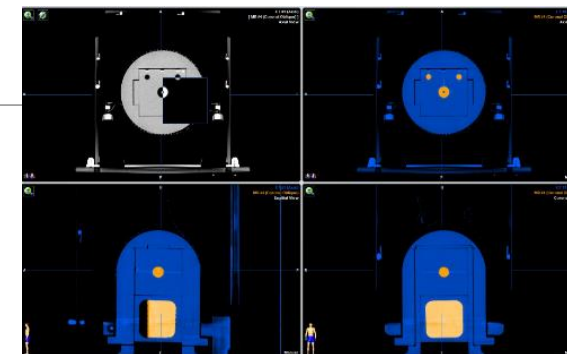
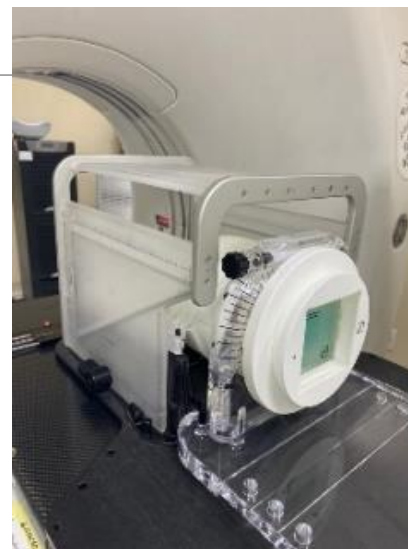


**Tabela 1** - Tamanho dos lados do *insert* em cada uma das séries de imagens.

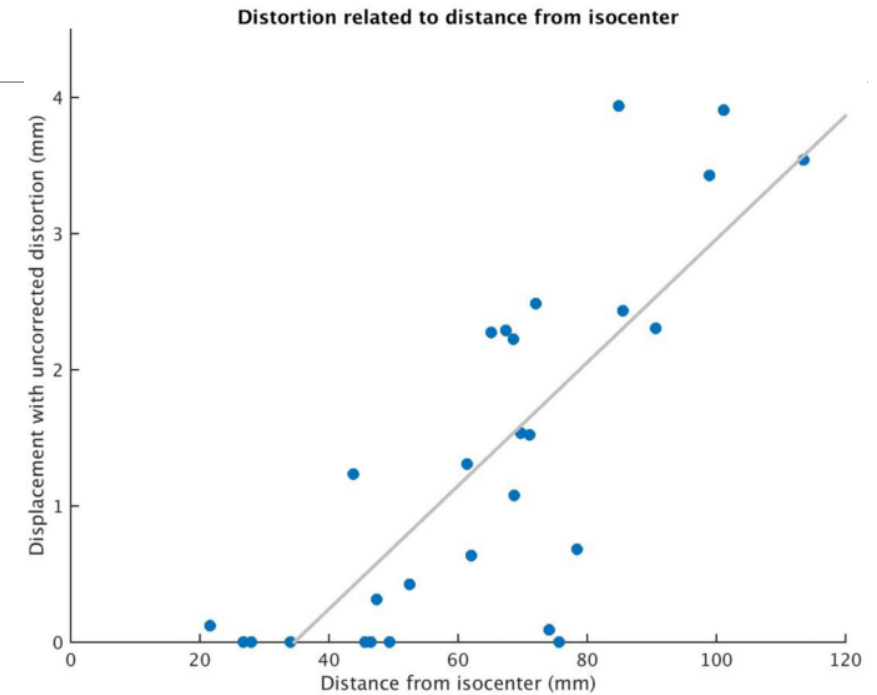
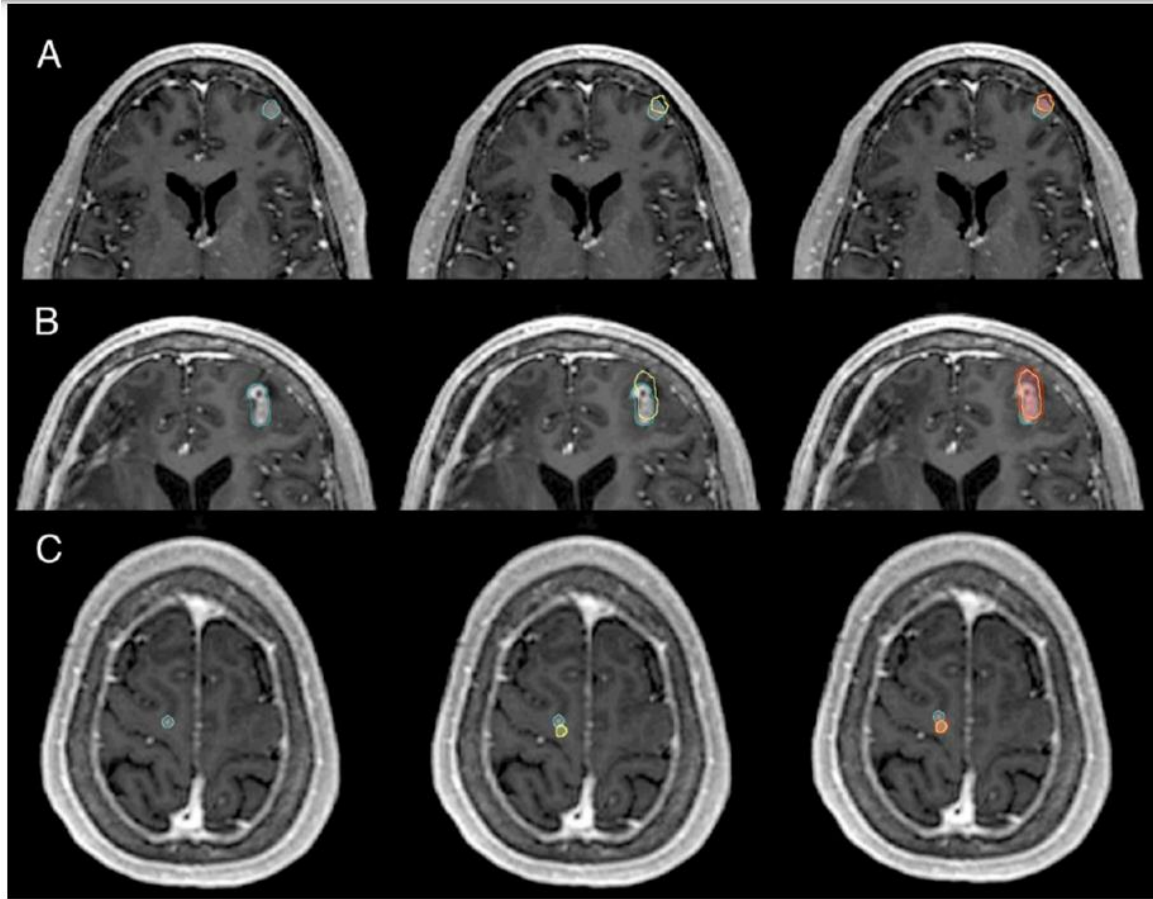
| Série de imagem | Distâncias medidas no <i>insert</i><br>TC/RM em cm – axial |              |               |
|-----------------|------------------------------------------------------------|--------------|---------------|
|                 | Lado transversal                                           | Lado coronal | Entre esferas |
| TC              | 8,45                                                       | 8,42         | 5,47          |
| RM              | -                                                          | -            | 5,42          |

**Tabela 2** - Tamanho das cavidades do *insert* em cada uma das séries de imagens.

| Série de imagem  | Volume das esferas em cm <sup>3</sup> |          |                |
|------------------|---------------------------------------|----------|----------------|
|                  | Esfera D                              | Esfera E | Esfera Central |
| TC               | 0,483                                 | 0,492    | 3,896          |
| RM               | 0,422                                 | 0,445    | 3,970          |
| Imagens planares | 0,552                                 | 0,645    | 3,457          |

- ✓ TG-132
- ✓ Análise ao erro do registro-alvo, TRE (do inglês, *Target Registration Error*)
- ✓ Volume pequeno e central, distorções com a RM são pouco evidentes.

# Pontos a considerar- Crânio: Fusão de imagens



- ✓ Desvio médio para o GTV, devido à distorção do gradiente do campo não corrigida foi de 1,2 mm, com mínimo de 0 e máximo de 3,9 mm.
- ✓ 8 de 28 pacientes- tratamento considerado com erro geométrico ( $V90 < 90\%$ ).

# Pontos a considerar- Crânio: Múltiplos alvos

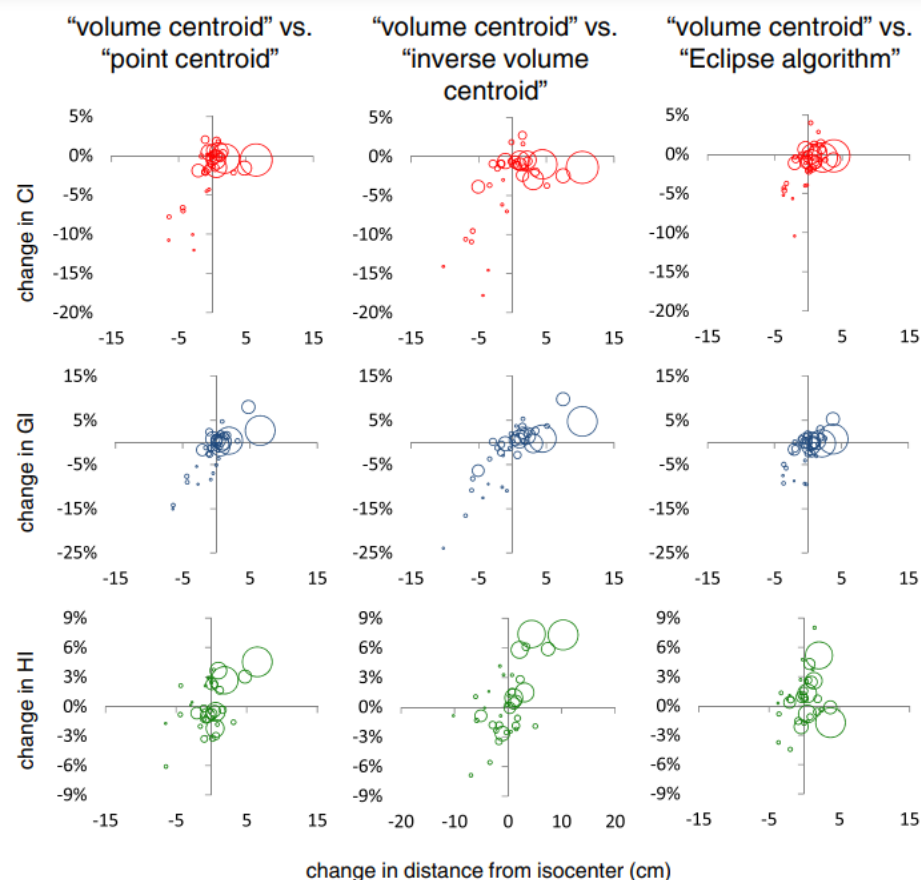


**Figure 4** Displayed are percent changes in conformity index (CI), gradient index (GI), and heterogeneity index (HI) as a function of the change in distance from isocenter for the 3 alternative isocenter placement strategies for all 11 single-isocenter radiosurgery for multiple intracranial targets plans. Each graphed circle represents a single target, with the circle area being proportional to planning target volume.

- ✓ Roper *et al.*: **volume do PTV e a distância do isocentro são preditores da cobertura do alvo** e os alvos maiores são mais “robustos” aos erros;
- ✓ Roper *et al.*: **Recomendação**- posicionar o isocentro próximo às lesões menores;
- ✓ Diferentes técnicas para posicionar o isocentro; **motivação** para aproximar **as lâminas menores mais próximas aos PTVs e minimizar erros rotacionais**;
- ✓ Não há receita ideal para posicionamento do isocentro. **Recomendação**: evitar distâncias extremas entre os alvos, seja avaliando o volume das lesões ou especificando pesos aos centróides;
- ✓ A **melhoria dos parâmetros dosimétricos** dos alvos próximos ao isocentro (**até 4 cm**) pode ser atribuído à **proximidade das lâminas menores**;
- ✓ Para sistemas **sem correção 6D inicial**, parâmetros de **0,35 mm de margem para cada cm de separação isocentro-alvo** engloba 95% das incertezas rotacionais iniciais e **com correção**, esse valor seria **0,1 mm/cm**.

# Pontos a considerar- Crânio: Sistema de monitoramento

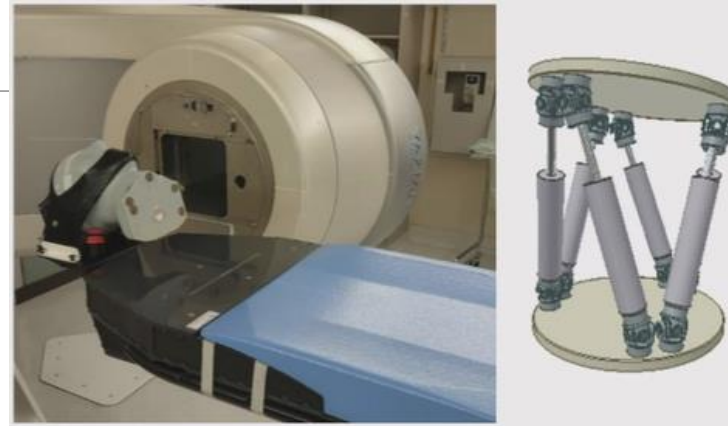
## Positioning Accuracy of a Robotic Head Platform for Real-Time 6DoF Motion-Compensated SRS

Karl Farrey<sup>1</sup>, **Peter Ferjančić<sup>1</sup>**, Everardo Flores-Martinez<sup>1</sup>, Rodney Wiersma<sup>2</sup>, Carl Denis<sup>3</sup>, Jade Denis<sup>3</sup>, Justin Kelly<sup>3</sup>, Kamil Yenice<sup>1</sup>

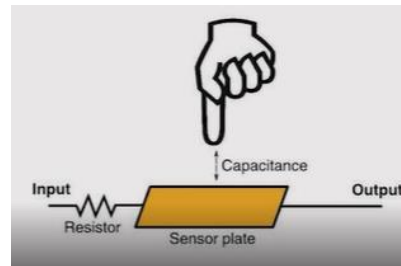
## 6-DoF Intrafraction Cranial Motion Detection Using Capacitive Sensing Technology: Simulation and Volunteer Study

Parisa Sadeghi, Dylan Bastin-DeCoste, James Robar

AAPM-2022

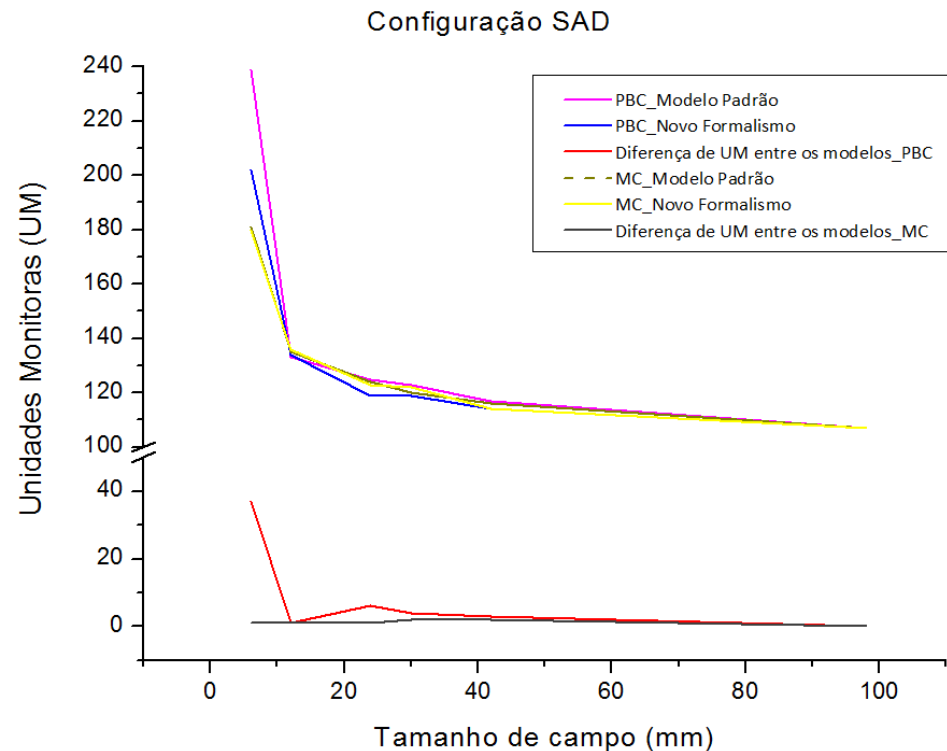
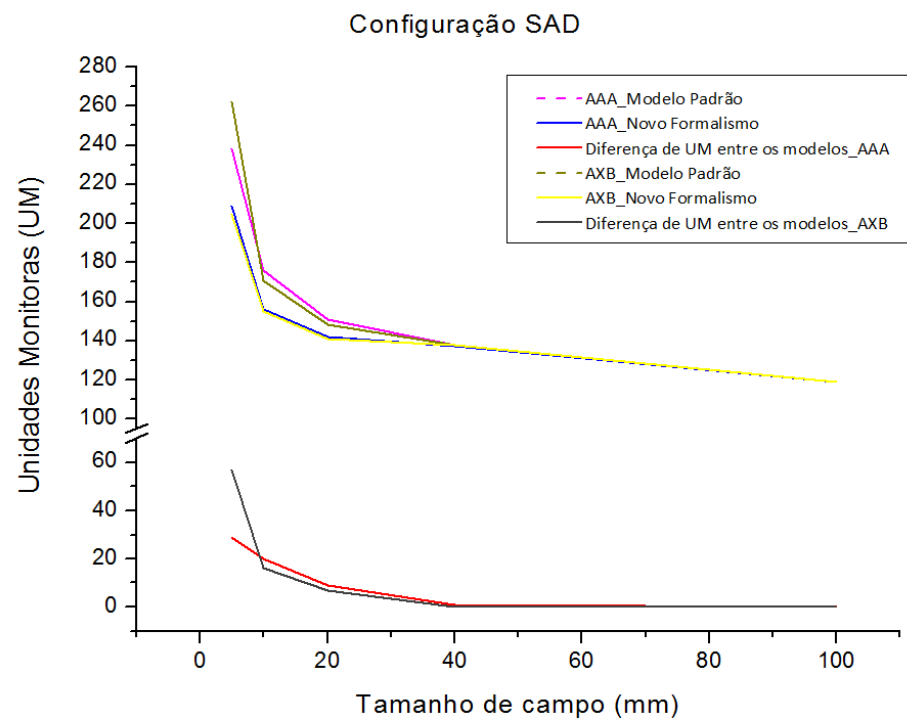


- ✓ Máximo erro residual (CBCT) 0,9 mm e 0,2°;
- ✓ Necessário mais estudo para avaliações em tempo real;
- ✓ Maior conforto ao paciente.



- ✓ Precisão de detecção 0,15 mm para translação e  $<0,1^\circ$  para *picht* e *yaw* e  $>0,5^\circ$  para *row*.
- ✓ Sem contato, solução modular;
- ✓ Pode ser utilizado para movimento respiratório.

# Pontos a considerar- Crânio: Atenção ao comissionamento do TPS (I)



- ✓ Campos pequenos e cuidados com o comissionamento;
- ✓ Incerteza do processo em geral deve ser minimizada.

# Pontos a considerar- Crânio: Atenção ao comissionamento do TPS (I)

**Tabela 6.13** - Cálculo da incerteza relacionado ao processo da aquisição de medidas para o cálculo do fator *output* e impacto no cálculo de unidades monitoras no sistema de planejamento computadorizado

| Fontes de incerteza                                                                                                                                        | Incerteza modelo padrão (%) | Incerteza novo formalismo (%) |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------|-------------------------------|
| Posicionamento do detector e alinhamento                                                                                                                   | 0,2                         | 0,2                           |
| Estabilidade da leitura do diodo                                                                                                                           | 0,1                         | 0,1                           |
| Estabilidade da leitura da câmara de ionização                                                                                                             | 0,3                         | 0,3                           |
| Estabilidade de monitoramento do feixe                                                                                                                     | 0,2                         | 0,2                           |
| Reprodutibilidade do posicionamento do colimador                                                                                                           | 0,3                         | 0,3                           |
| Correções das leituras (temperatura e pressão, polaridade, recombinação)                                                                                   | 0,3                         | 0,3                           |
| Efeito de média volumétrica                                                                                                                                | 1,0 *                       | - **                          |
| Fator de correção $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$                                                                                              | - ***                       | 1,0                           |
| Algoritmo de cálculo de dose com relação ao cálculo de unidade monitora (considerando o tamanho de campo 10 mm x 10 mm e campos a partir de 20 mm x 20 mm) | 5,0 / 1,0                   | 2,5 / 1,0                     |
| Total                                                                                                                                                      | 5,0 / 1,5                   | 2,8 / 1,5                     |

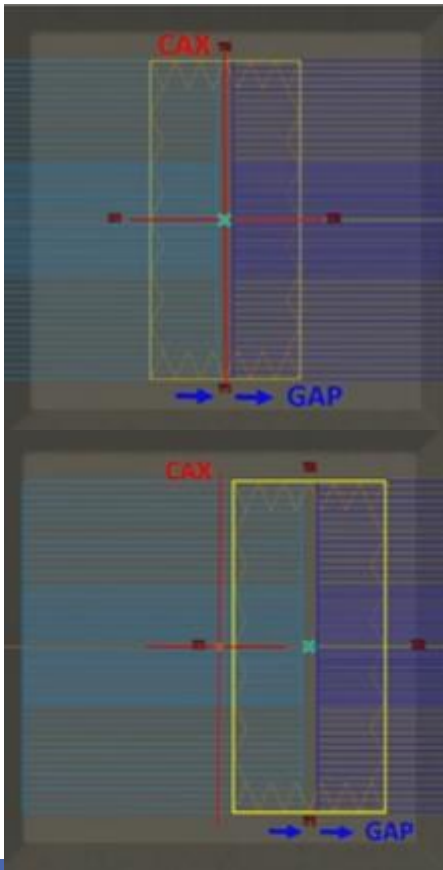
\* Foi considerado o efeito de média volumétrica encontrado para o detector utilizado.

\*\* Para o novo formalismo, este fator está contemplado no fator de correção  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ .

\*\*\* A correção ao fator *output* foi consolidada no TRS-483, não sendo estabelecido, portanto, esse fator na literatura antes da publicação deste documento.

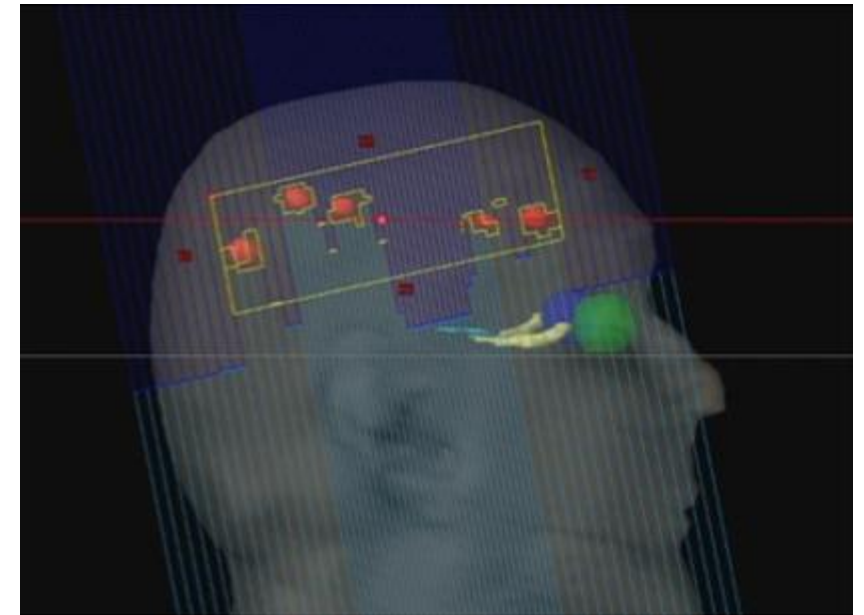
# Pontos a considerar- Crânio: Atenção ao comissionamento do TPS (II)

Objetivo: Investigar/determinar o valor ótimo de DLG para maximizar as taxas de aprovação da análise *gamma*.

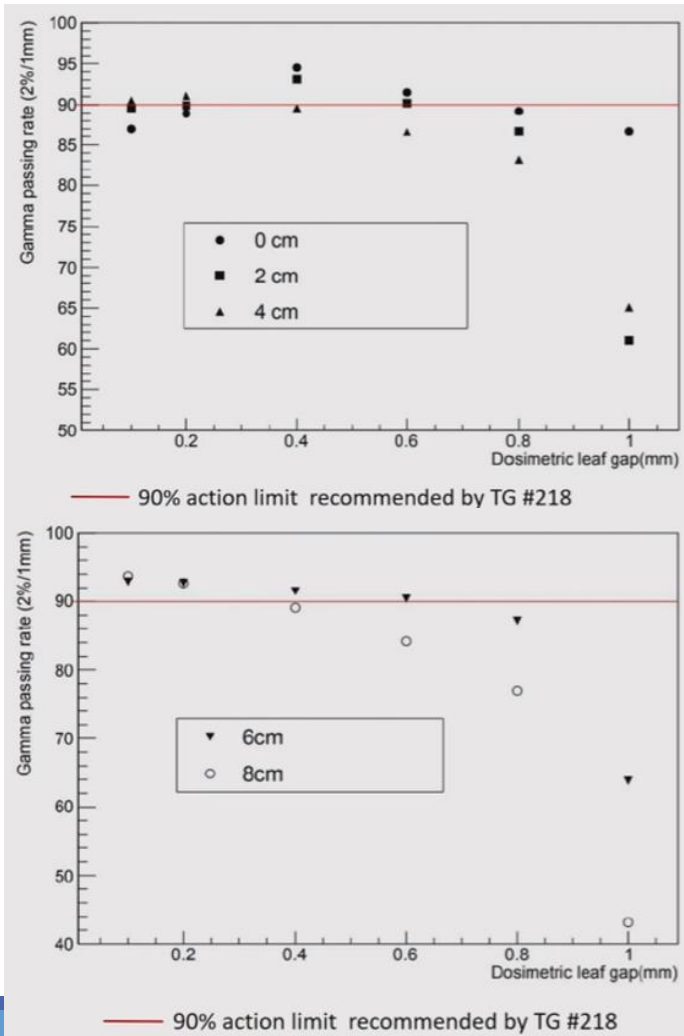


Metodologia:

- ✓ Medidas de DLG com deslocamentos de 1,5; 2,5; 4,0; 5,0 e 6,0 cm;
- ✓ 15 planos VMAT com diferentes distâncias Alvo-isocentro (0 e 8 cm);
- ✓ Planos VMAT calculados com valores de DLG entre 0,1 e 1 mm;
- ✓ Medidas ArcCHECK;
- ✓ Análise *gamma*: 3%/2mm; 3%/1mm e 2%/1mm.



# Pontos a considerar- Crânio: Atenção ao comissionamento do TPS (II)



$DLG_{\text{ótimo}} \approx 0,2 - 0,4 \text{ mm}$

## Conclusões:

- ✓ DLG diminui com o CAX;
- ✓ Importante otimizar o DLG em uma faixa de distâncias alvo-isocentro relevantes com relação à casuística do serviço;
- ✓ Para *gamma* com critérios 3% de dose, a detecção pelo ArcCHECK não apresentou-se satisfatória.

$DLG_{\text{ótimo}} \approx 0,1 - 0,2 \text{ mm}$



**XXIV** Congresso da  
Sociedade Brasileira de  
**RADIOTERAPIA**

17 A 20 DE AGOSTO | **2022** | FLORIANÓPOLIS/SC

# OBRIGADA

*congressosbrt2022.com.br*  
*ana.cunha@accamargo.org.br*

