

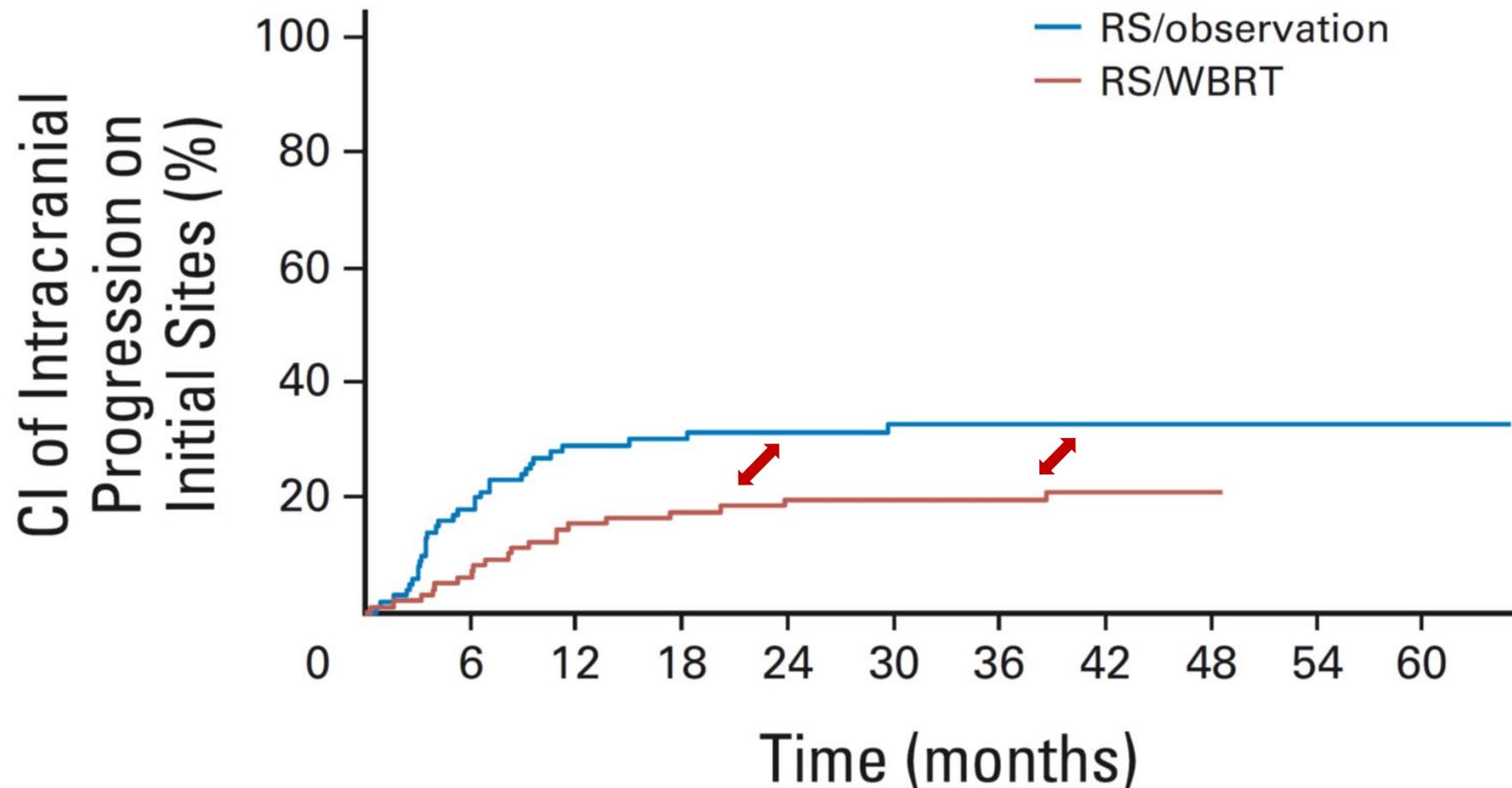
Umgang mit MRT-Bildverzerrungen & MRT-Simulationsempfehlungen für die kraniale Stereotaxie

PD Dr. med. habil. Florian Putz



Optimierungspotential in der stereotaktischen Radiotherapie

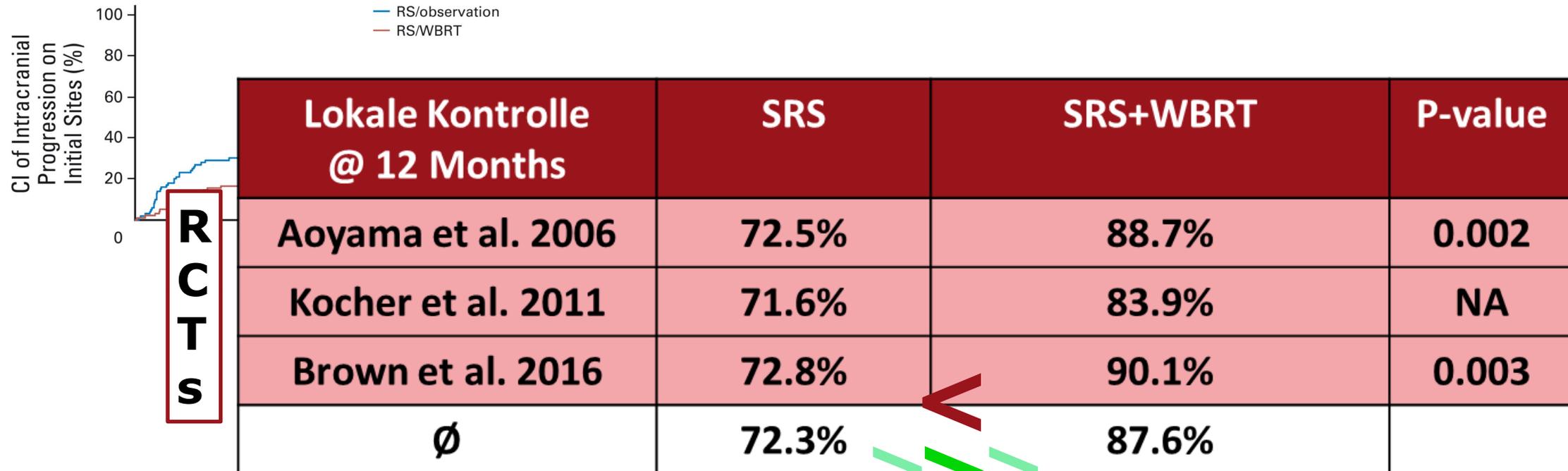
Konsistent schlechtere Lokale Kontrolle für alleinige SRS vs. SRS + WBRT



Hirnmetastasen
EORTC 22952-26001

Optimierungspotential in der stereotaktischen Radiotherapie

Konsistent schlechtere Lokale Kontrolle für alleinige SRS vs. SRS + WBRT



Raum für weitere Verbesserung der stereotaktischen Radiotherapie

Hohe Genauigkeit als definierendes Grundprinzip

Generally, stereotactic radiotherapy is defined as

1. a method of percutaneous external beam radiotherapy, in which
2. a clearly defined target volume
3. is treated with high precision and accuracy
4. with a biologically high radiation dose
5. in one single or a few fractions
6. with locally curative intent.

Strahlenther Onkol (2020) 196:417–420
<https://doi.org/10.1007/s00066-020-01603-1>

CONSENSUS STATEMENT

**Definition and quality requirements for stereotactic radiotherapy:
consensus statement from the DEGRO/DGMP Working Group
Stereotactic Radiotherapy and Radiosurgery**

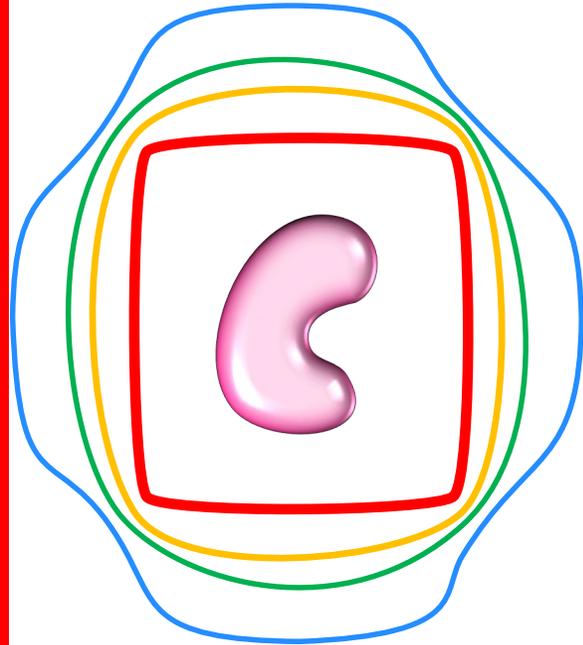
Matthias Guckenberger¹ · Wolfgang W. Baus² · Oliver Blanck³ · Stephanie E. Combs⁴ · Jürgen Debus⁵ · Rita Engenhart-Cabillic⁶ · Tobias Gauer⁷ · Anca L. Grosu⁸ · Daniela Schmitt⁵ · Stephanie Tanadini-Lang¹ · Christos Moustakis⁹

Published online: 24 March 2020
© The Author(s) 2020



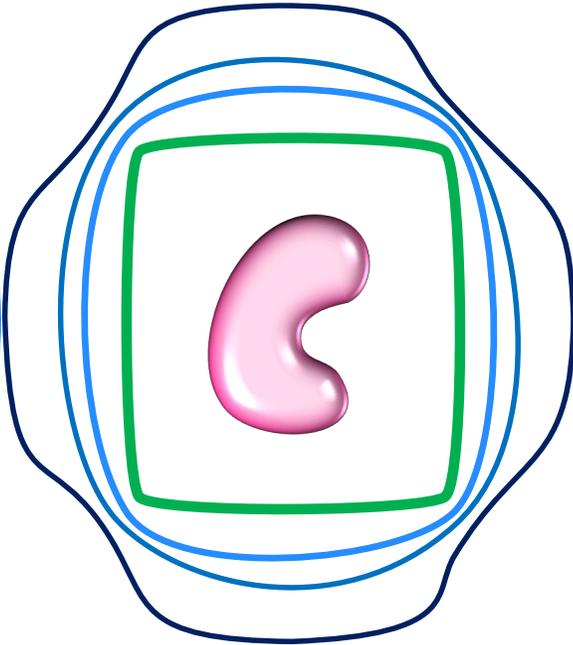
Hohe Genauigkeit als therapeutisches Prinzip

**High volume
High dose**



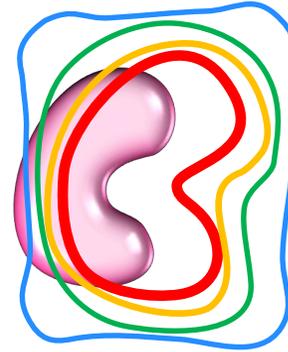
**Cure ++
Toxicity --**

**High volume
Low dose**



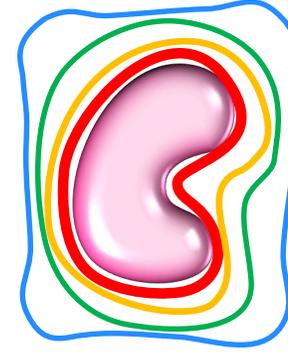
**Cure -
Toxicity 0**

**Low volume
High dose
*Low precision***



**Cure --
Toxicity +/-**

**Low volume
High dose
*High precision***



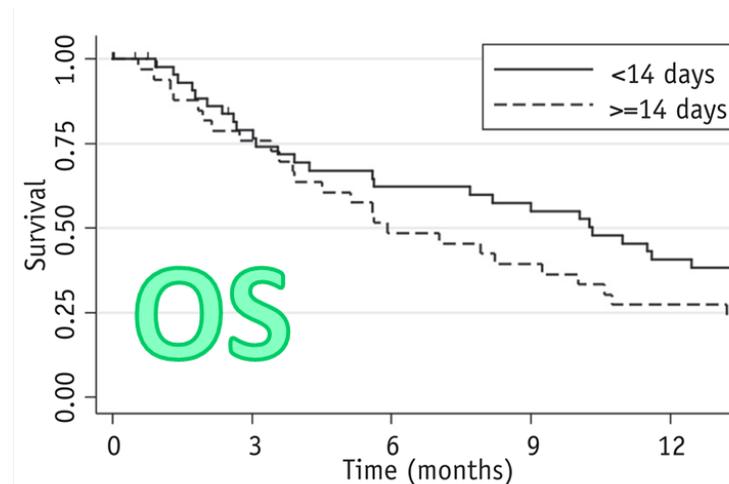
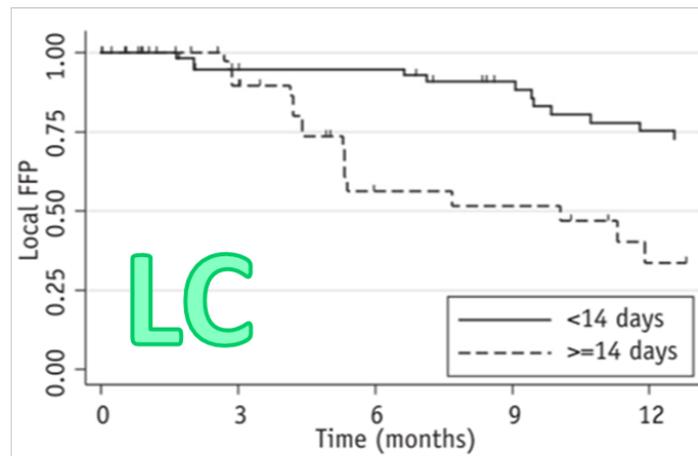
**Cure ++
Toxicity ++**



Prognostische Bedeutung optimaler MRT Bildgebung

Beispiel: Prognostische Bedeutung aktueller Planungs-MRT-Bildgebung

- Seymour et al.: Lokale Kontrolle **56%** vs. **95%** @ 6 Monate, bei **MRT-RT Intervall < 14 Tage** vs. **≥ 14 Tage**



**Interval From Imaging to Treatment Delivery
in the Radiation Surgery Age: How Long Is
Too Long?**

International Journal of
Radiation Oncology
biology • physics

MRT als Grundlage für die Stereotaxieplanung



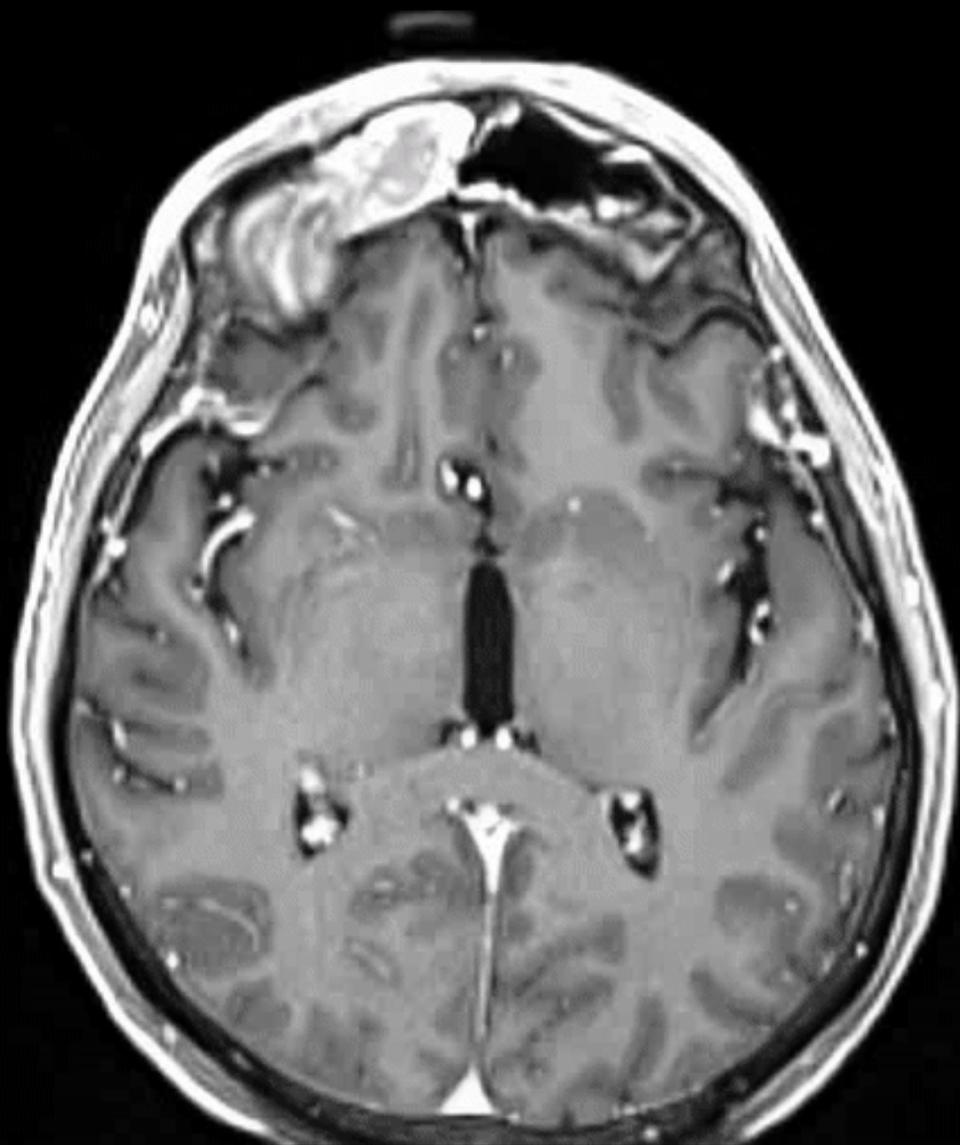
MRT als Grundlage für die Stereotaxieplanung



MRT als Grundlage für die Stereotaxieplanung



**Clinical
example**

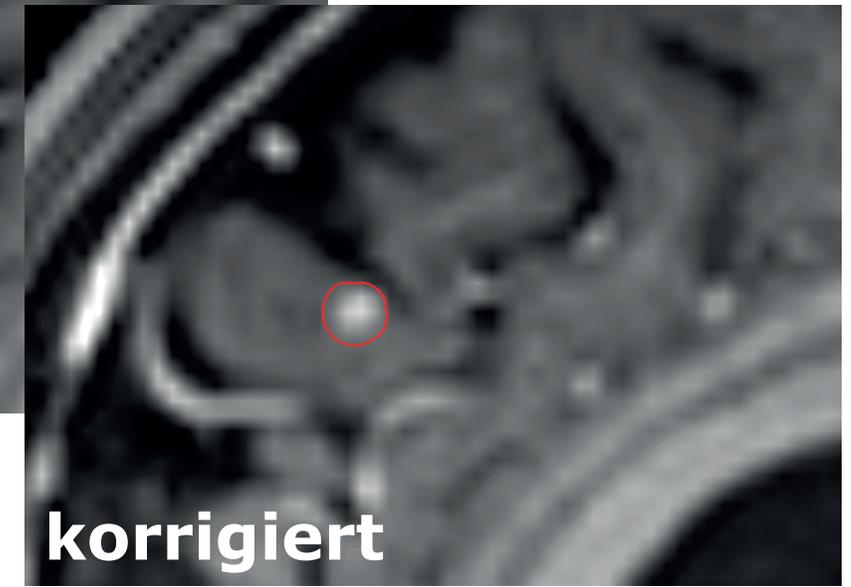
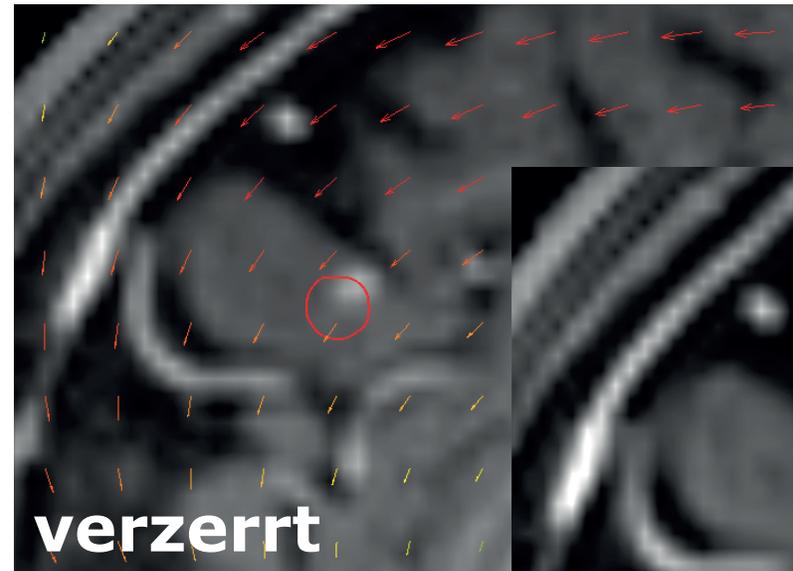
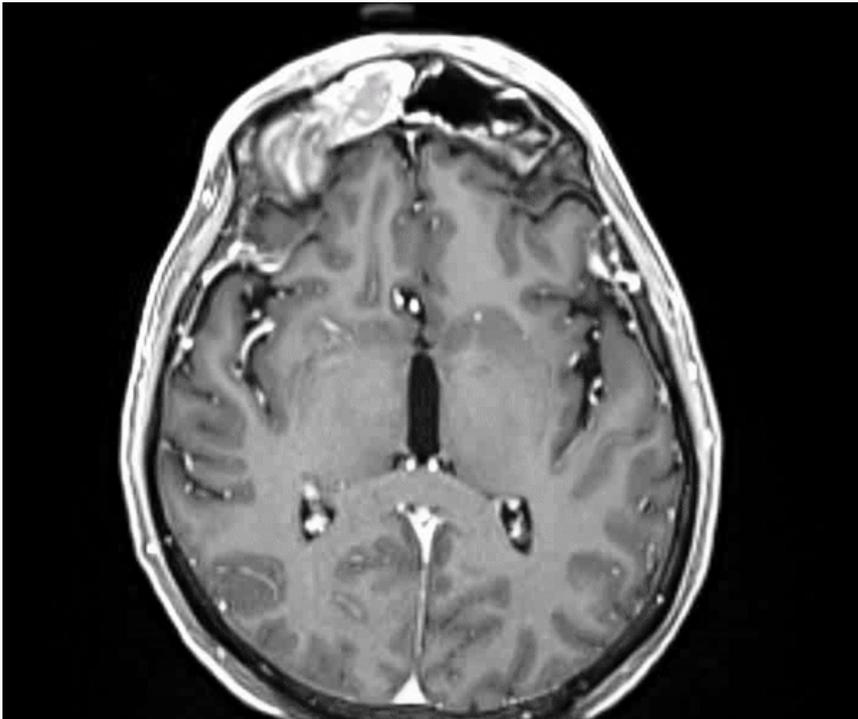


Verzerrungen aufgrund Gradienten-Nicht-Linearitäten

Umgang mit MRT-Verzerrungen: Typen

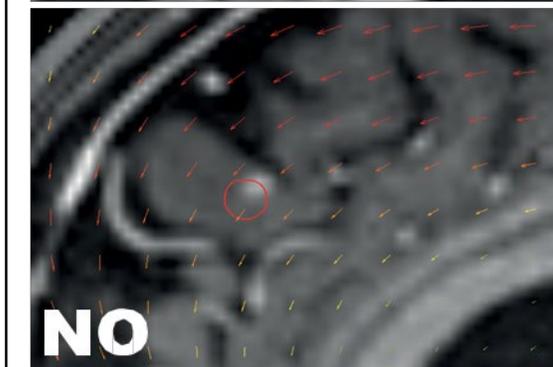
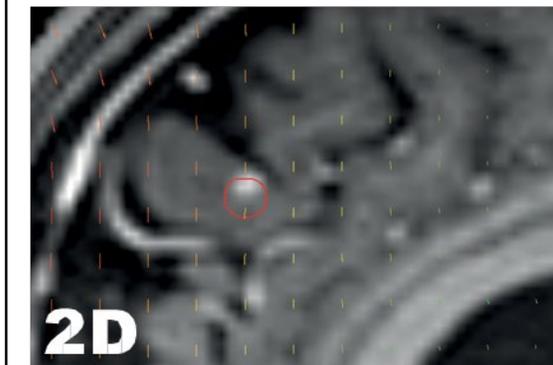
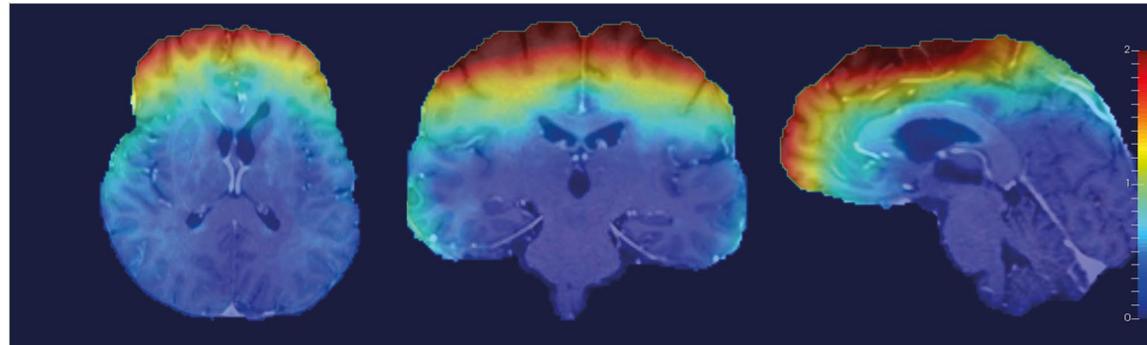
Optimierte geometrische Genauigkeit:

- **Korrektur von Verzerrungen durch Gradienten-Nichtlinearitäten**
- **Minimierung von Verzerrungen durch Magnetfeldinhomogenitäten**



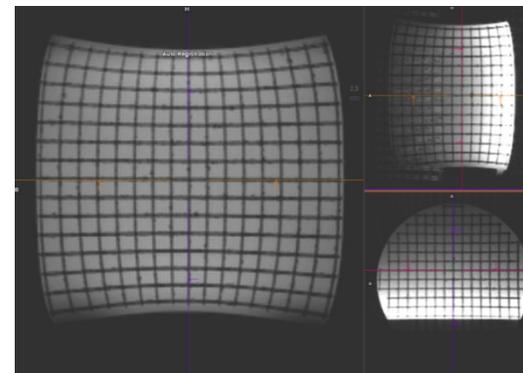
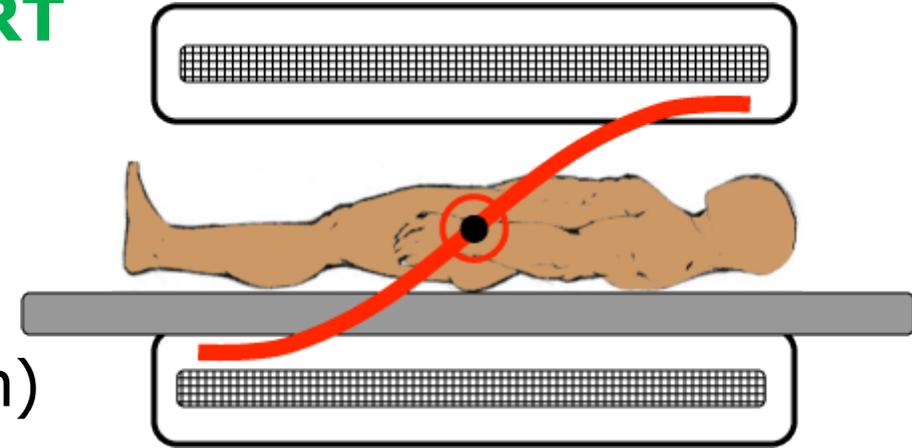
Umgang mit MRT-Verzerrungen: Typen

- **Geometrische Verzerrungen im MRT:**
 - Einteilung in *systembezogen* vs. *patienteninduziert*, *sequenzabhängig* vs. *-unabhängig*
 - Nicht-linear und inhomogen über Bilddatensatz verteilt
 - i.d.R. **Zunahme** mit **Abstand zum Isozentrum**
 - Ausmaß: Submillimeter bis mehrere Millimeter
 - Können durch richtige Einstellungen (und QA) erfolgreich minimiert werden

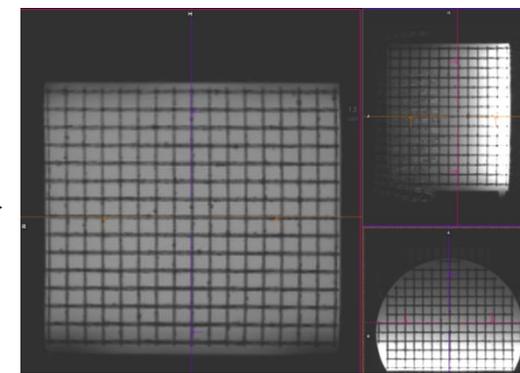


Verzerrungen durch Gradienten-Nichtlinearitäten

- **Gradientenspulen** für **Ortskodierung im MRT**
- **Konstante Eigenschaft** des verbauten **Gradientenspulentyps**
- **Zunahme von Verzerrungen** mit **Abstand** vom **Isozentrum** (einige mm intrakraniell möglich)
- Verzerrungskorrektur als Postprocessing-Schritt (Deformations- und Intensitätskorrektur) bei allen neueren MRTs verfügbar („vendor-provided correction“)
- **Cave: Residuelle Verzerrungen nach Vendor correction**
- **Regelmäßige QA**



3D large FOV CIRS Phantom:
Without 3D Distortion correction



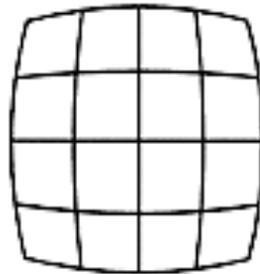
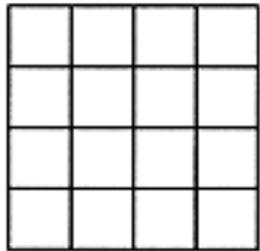
After 3D distortion correction

Verzerrungen durch Gradienten-Nichtlinearitäten

„Barrel“,

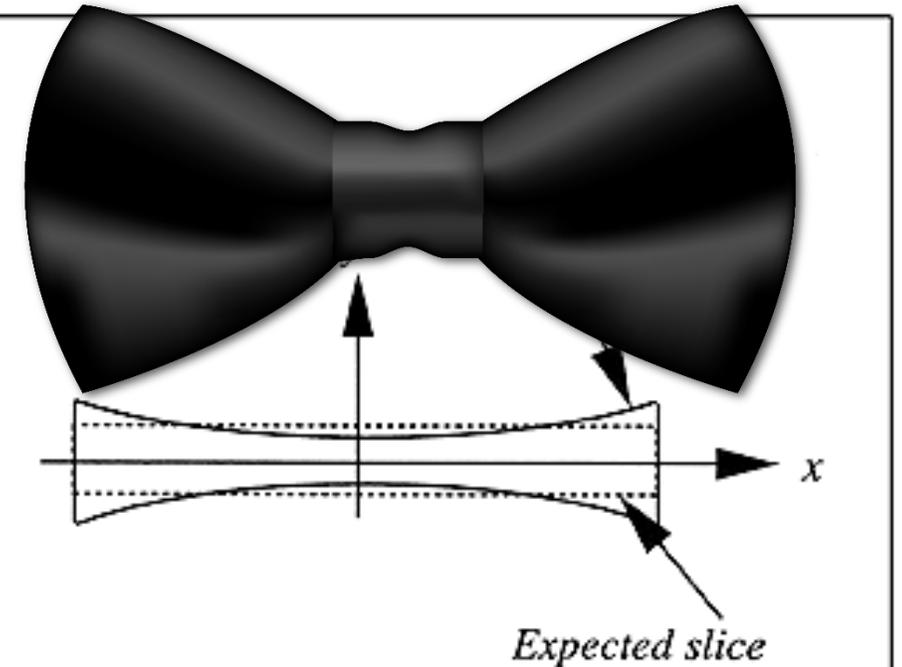
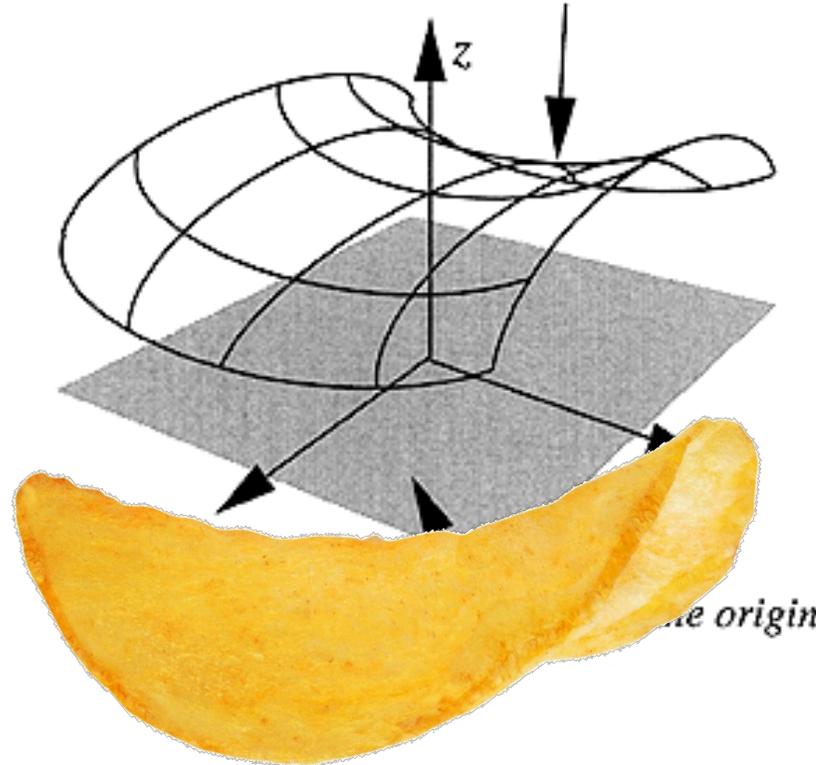
„Potato chip“

und „Bow tie“ Effekt



a.

A slice away from the origin



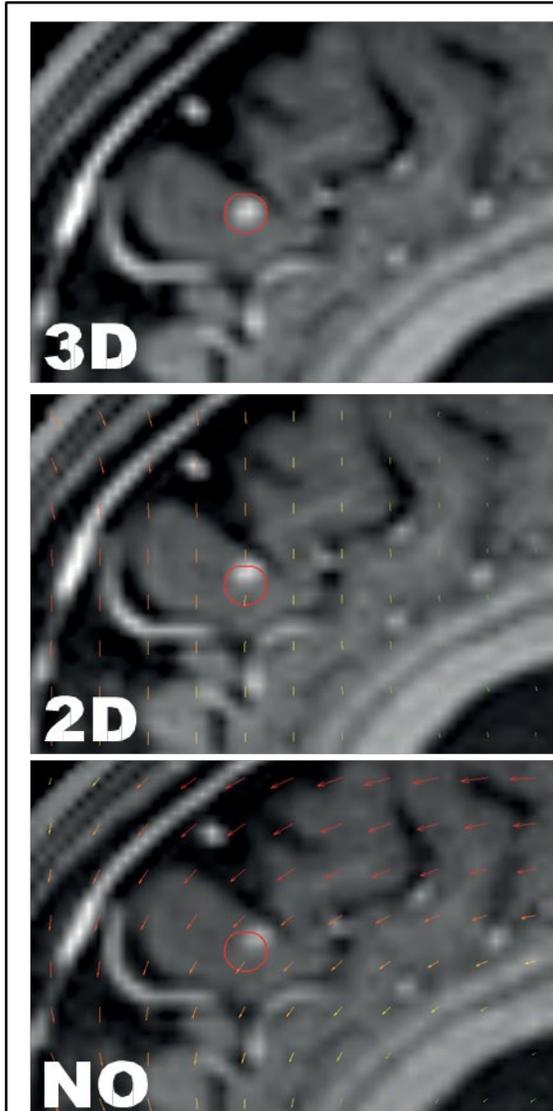
c.

Verzerrungen durch Gradienten-Nichtlinearitäten

- **Verzerrungen durch Gradienten-Nichtlinearitäten:**
 - i.d.R. **wichtigste Ursache** für Verzerrungen
 - Verzerrung ist **konstante Eigenschaft** des Scanners
 - 2D und 3D Korrektur erfolgt als **Postprocessing Schritt**
 - Expert-Consensus:
 - **Hersteller 3D Korrektur**
 - **Minimum für RT Planung**
 - **Regelmäßige QA**
zur Bestätigung

Seibert et al.:

Geographic Miss bei **29%** der Läsionen
bei **Verwendung unkorrigierter** Bilder



Verzerrungen durch Gradienten-Nichtlinearitäten

Table 2 Effect of distortion on target

Effect of distortion on target

	Median	1st quartile	3rd quartile	Worst case*
Distortion with patient in original position [†]				
Displacement without correction [‡]	1.2 mm	0.1 mm	2.3 mm	3.9 mm
with 2D-only correction	1.1 mm	0.1 mm	1.9 mm	3.8 mm
Dice similarity coefficient (0-1) [§]	0.86	0.79	1.00	0.15
Distortion with patient in alternate position				
Displacement without correction [‡]	1.9 mm	0.5 mm	3.4 mm	7.8 mm
Dice similarity coefficient (0-1) [§]	0.79	0.60	0.92	0.00

* Worst case = results of the SRS case with the most severe distortion (ie, maximal displacement).

[†] Original position = refers to the actual MR images with the patient in whatever position he or she was scanned in.

[‡] Displacement without correction = distance in millimeters that the center of mass of the GTV moves when MR images are corrected for distortion.

[§] Dice similarity coefficient = degree of overlap between the uncorrected and corrected GTV (1 indicates full overlap; 0 indicates no overlap).

^{||} Alternate position = refers to images modified to reflect a hypothetical, small change in the patient's positioning in the MRI system.

Distortion Inherent to Magnetic Resonance Imaging (MRI) Can Lead to Geometric Miss in Radiosurgery Planning

Tyler M. Seibert, MD, PhD¹, Nathan S. White, PhD², Gwe-Ya Kim, PhD¹, Vitali Moiseenko,

Verzerrungen durch Gradienten-Nichtlinearitäten

Wie finde ich heraus, ob MRT-Bilder verzerrungskorrigiert wurden?

Art der Verzerrungskorrektur wird im DICOM

Header gespeichert!

```
Image Type (0008,0008)  "ORIGINAL" (8)
                        "PRIMARY" (7)
                        "M" (1)
                        "NORM" (4)
                        "DIS2D" (5)
                        "MFSPLIT" (7)
```

0008x0008 „Image Type“,

0008x9206

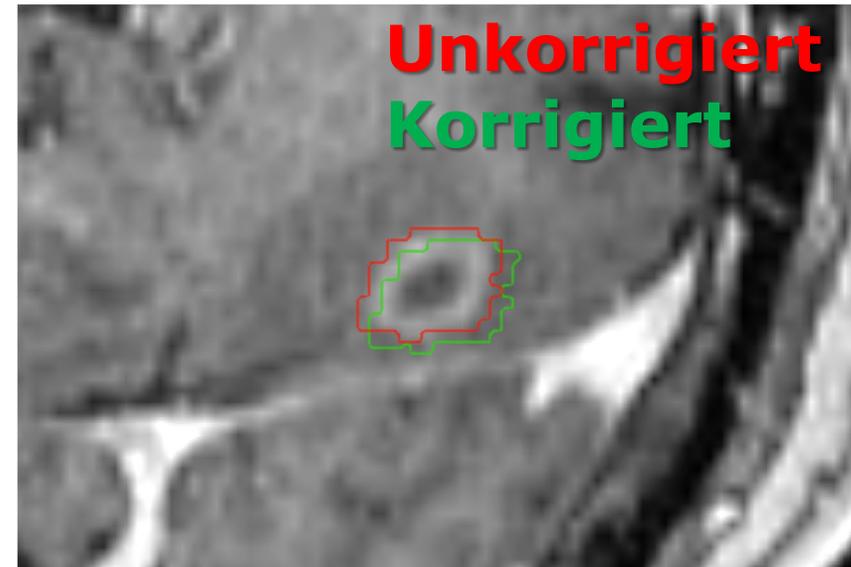
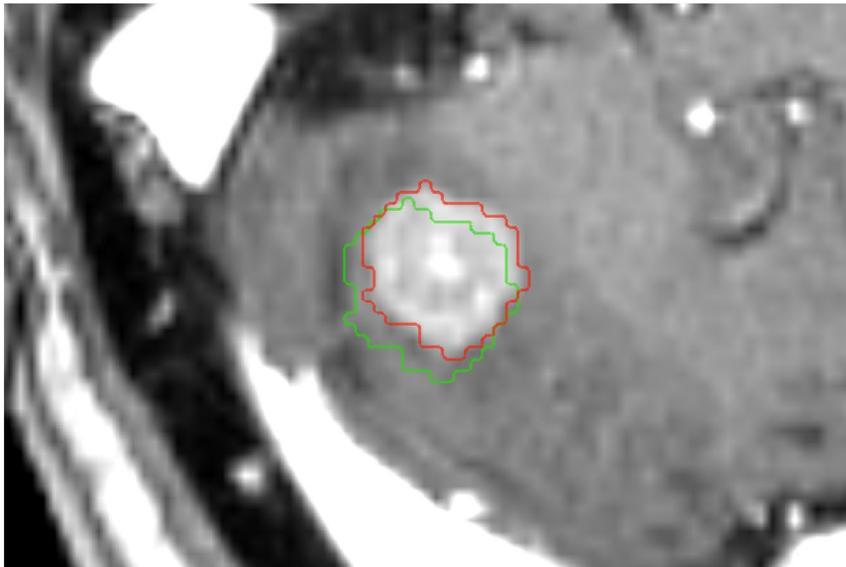
(„Volumetric Properties“),

Private Felder

Verzerrungen durch Gradienten-Nichtlinearitäten

Historisches Kollektiv aus 419 Hirnmetastasen (189 Patienten)

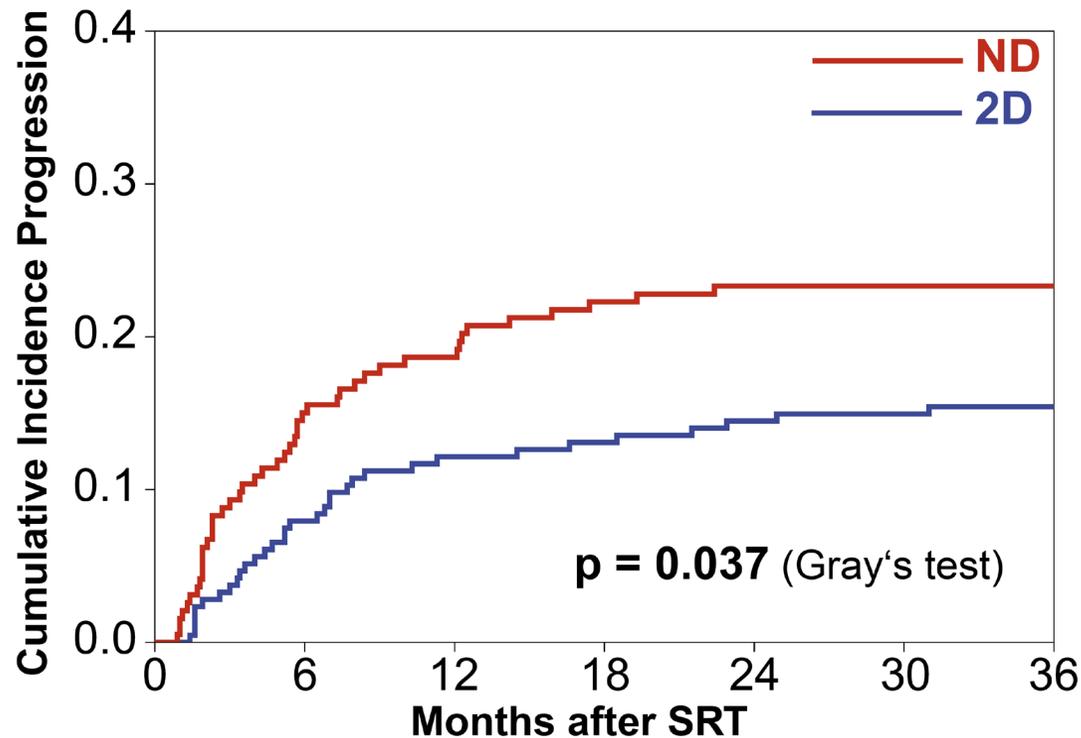
0.0%	3D Korrektur (0/419)
52.5%	2D Korrektur (220/419)
47.5%	Keine Korrektur (199/419)



Verzerrungen durch Gradienten-Nichtlinearitäten

Historisches Kollektiv aus 419 Hirnmetastasen (189 Patienten)

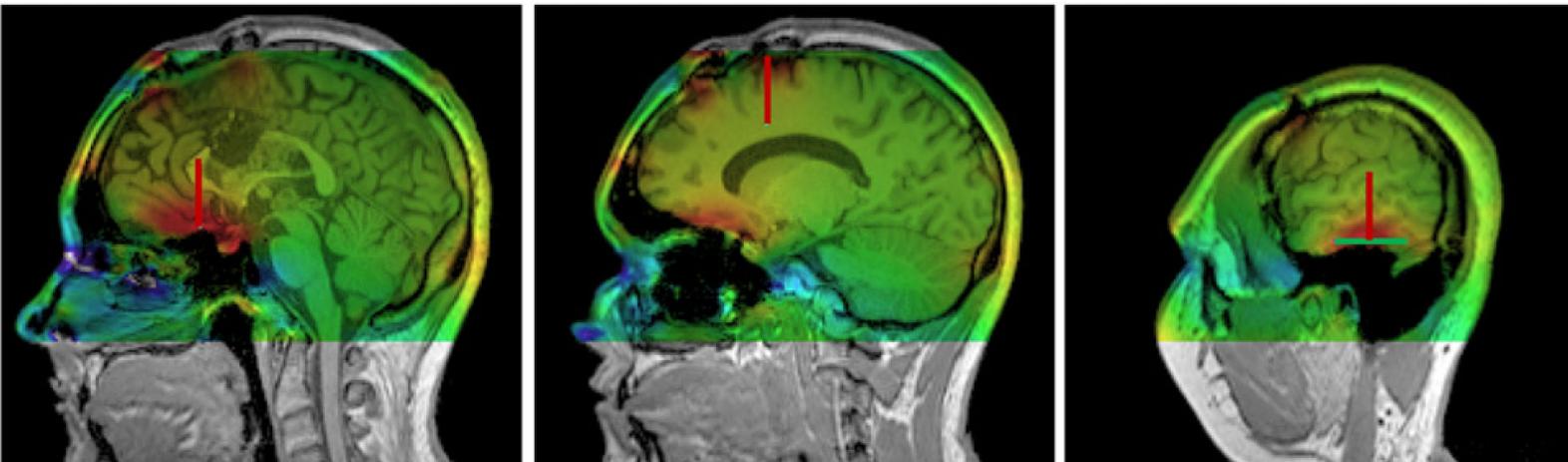
0.0% 3D Korrektur (0/419)
52.5% 2D Korrektur (220/419)
47.5% Keine Korrektur (199/419)



Parameter	Univariate		Multivariate	
	HR	p-value	HR	p-value
Distortion correction, 2D vs. ND	0.62	0.038	0.55	0.011
Adjuvant WBRT	0.42	0.001	0.61	0.260
BED_{12-LQc}, Gy	0.97	0.002	0.99	0.310
Interval between MRI and treatment, days	1.01	0.380	1.02	0.170
Baseline tumor volume, cm ³	1.01	0.360	1.02	0.110
Radioresistant histology	1.39	0.150	1.20	0.400

Suszeptibilitäts-bezogene Verzerrungen

- Treten auf wegen **Patienten-induzierter B0-Inhomogenitäten**
- Nur in Frequenzkodierichtung (**3D Sequenzen**)
- **Abhängig** von **Patienten Anatomie / Implantaten** u. **Sequenzparametern**
- Am stärksten nahe **Luft-Knochen Grenzen** und **Metal Implantaten**
- Abhängig von **Hauptmagnetfeldstärke** ($3\text{ T} > 1.5\text{ T} > 0.55\text{ T}$)
- Wang et al.: **1,6 mm** direkt bei Nasennebenhöhlen **Luft-Knochen Grenze**,
im übrigen Gehirn immer noch **0,8 mm**



Suszeptibilitäts-bezogene Verzerrungen

- Treten auf wegen **Patienten-induzierter B0-Inhomogenitäten**
- Nur in Frequenzkodierichtung (**3D Sequenzen**)
- **Abhängig** von **Patienten Anatomie / Implantaten** u. **Sequenzparametern**
- Am stärksten nahe **Luft-Knochen Grenzen** und **Metal Implantaten**
- Abhängig von **Hauptmagnetfeldstärke** ($3\text{ T} > 1.5\text{ T} > 0.55\text{ T}$)
- Wang et al.: **1,6 mm** direkt bei Nasennebenhöhlen **Luft-Knochen Grenze**,
im übrigen Gehirn immer noch **0,8 mm**

- Konsensus: **Minimierung** durch patientenspezifisches aktives Shimming,
RT-optimierte Pixel Bandbreite (Hz/pixel) and **regelmäßige QA**

Suszeptibilitäts-bezogene Verzerrungen

- Treten auf wegen **Patienten-induzierter B0-Inhomogenitäten**
- Nur in Frequenzkodierichtung (**3D Sequenzen**)

- **Abhängig**

- Am stärksten

- Abhängig von

- Wang et al.

However, when we continued to insist that for some reason this fiducial was displaced (and overcame the standard manufacturer response that the fault was in the frame itself), we finally obtained the answer by performing a diligent search: a hairpin was located in the magnet itself. Of course, from a general radiological imaging standpoint, it had no consequence, but from a stereotactic imaging consequence, it was important.

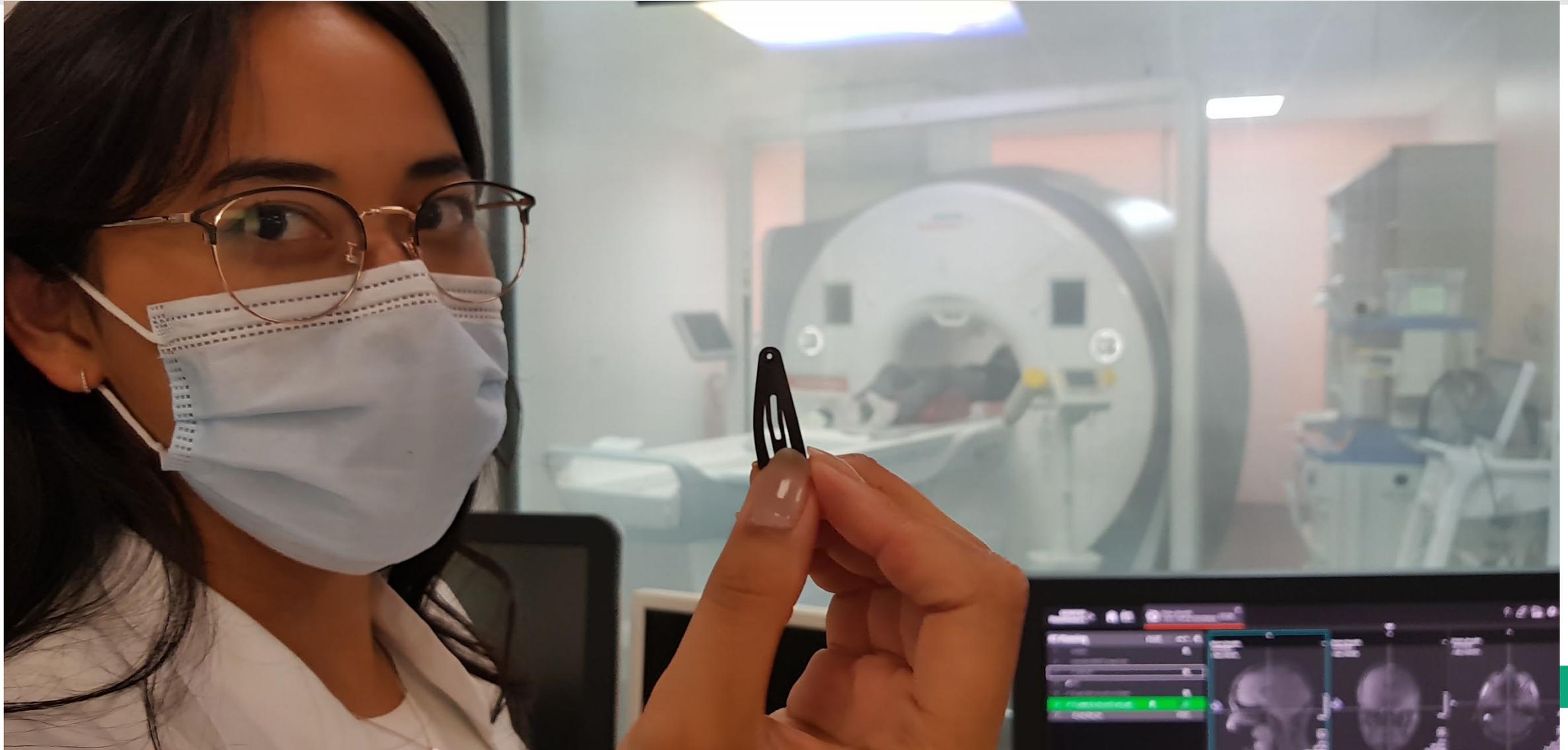
parametern

n Grenze,

Bednarz et al.,
Neurosurgery. 1999 comments

- Konsensus: **Minimierung** durch patientenspezifisches aktives Shimming, **RT-optimierte Pixel Bandbreite (Hz/pixel)** and **regelmäßige QA**

Suszeptibilitäts-bezogene Verzerrungen



Verzerrungen im MRT: Zusammenfassung

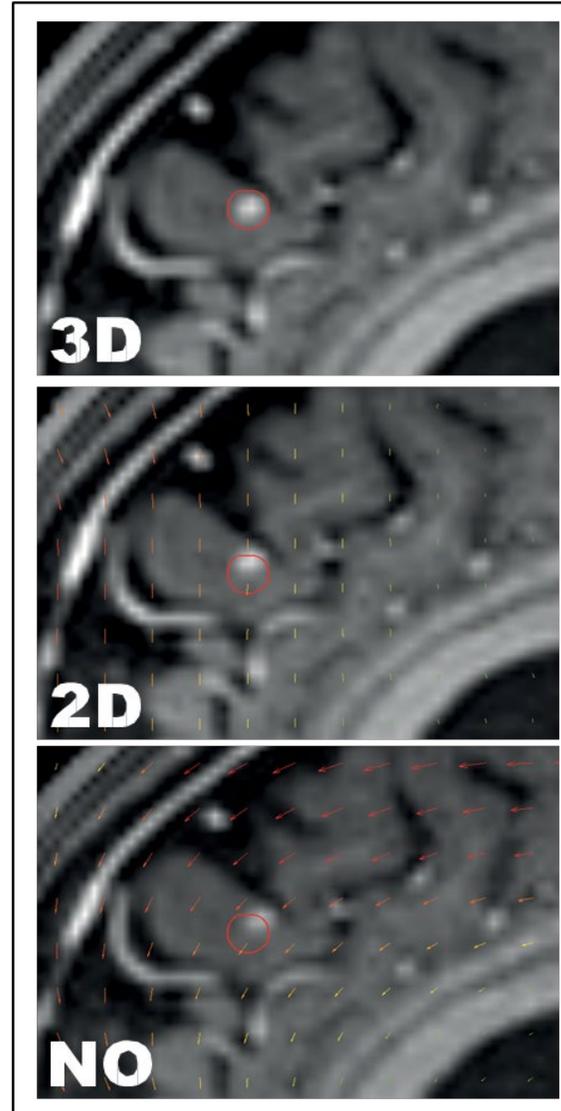
Verschiedene Typen von Verzerrungen im MRT

Verzerrungen durch Gradienten-Nichtlinearitäten:

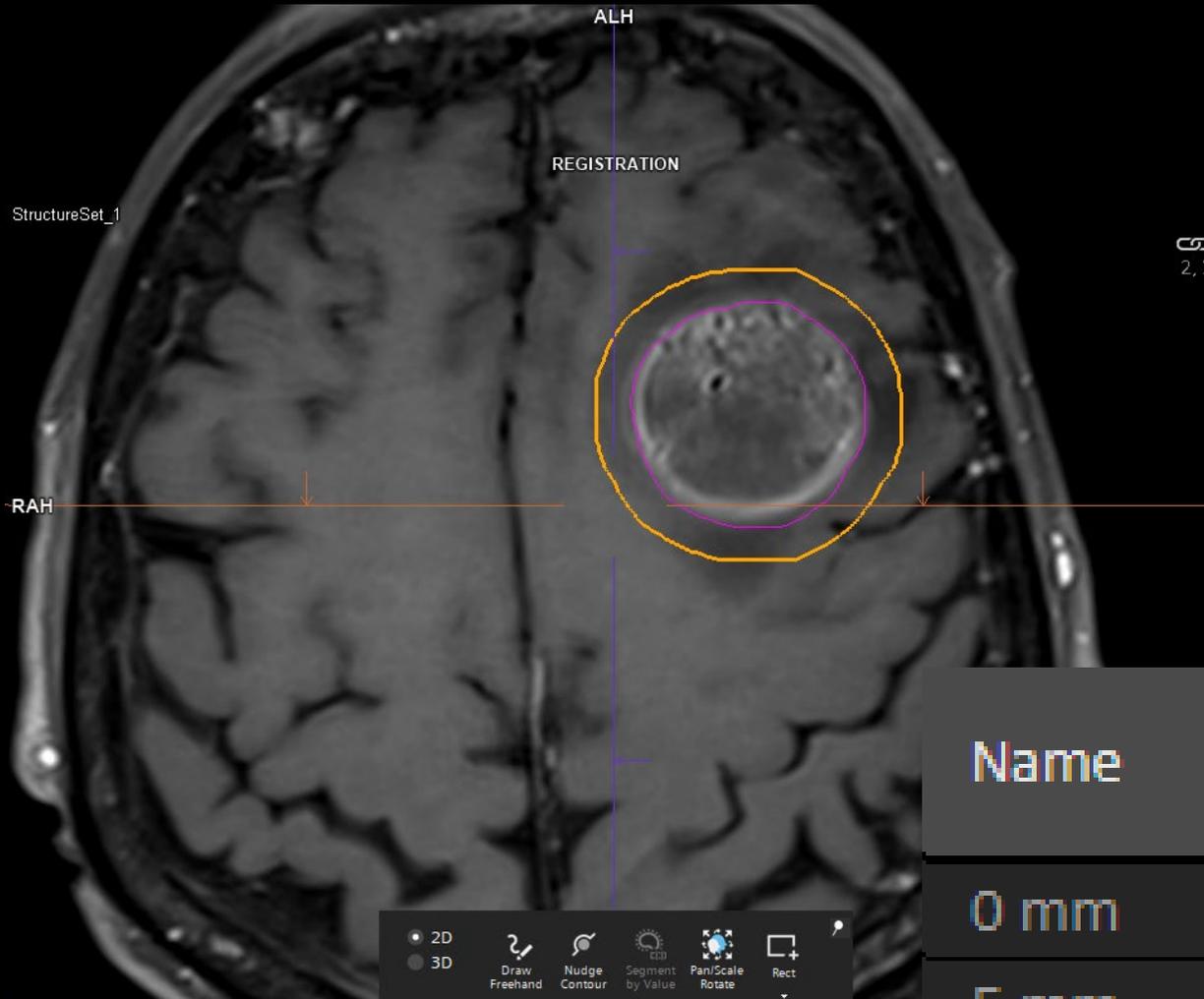
- ⇒ Hersteller **3D Verzerrungskorrektur**
- ⇒ Residuelle Verzerrungen identifizieren und beheben

B0-inhomogeneity-/ susceptibility-related distortions

- ⇒ Patienten-spezifisches **Aktives Shimming**
- ⇒ **RT-spezifische Pixel Bandbreite**
- ⇒ (Korrektur von Inhomogenitäten mit B0 Mapping)
z.B. *Baldwin et al. Med Phys 2009*



Kompensation durch größere Margins keine gute Lösung

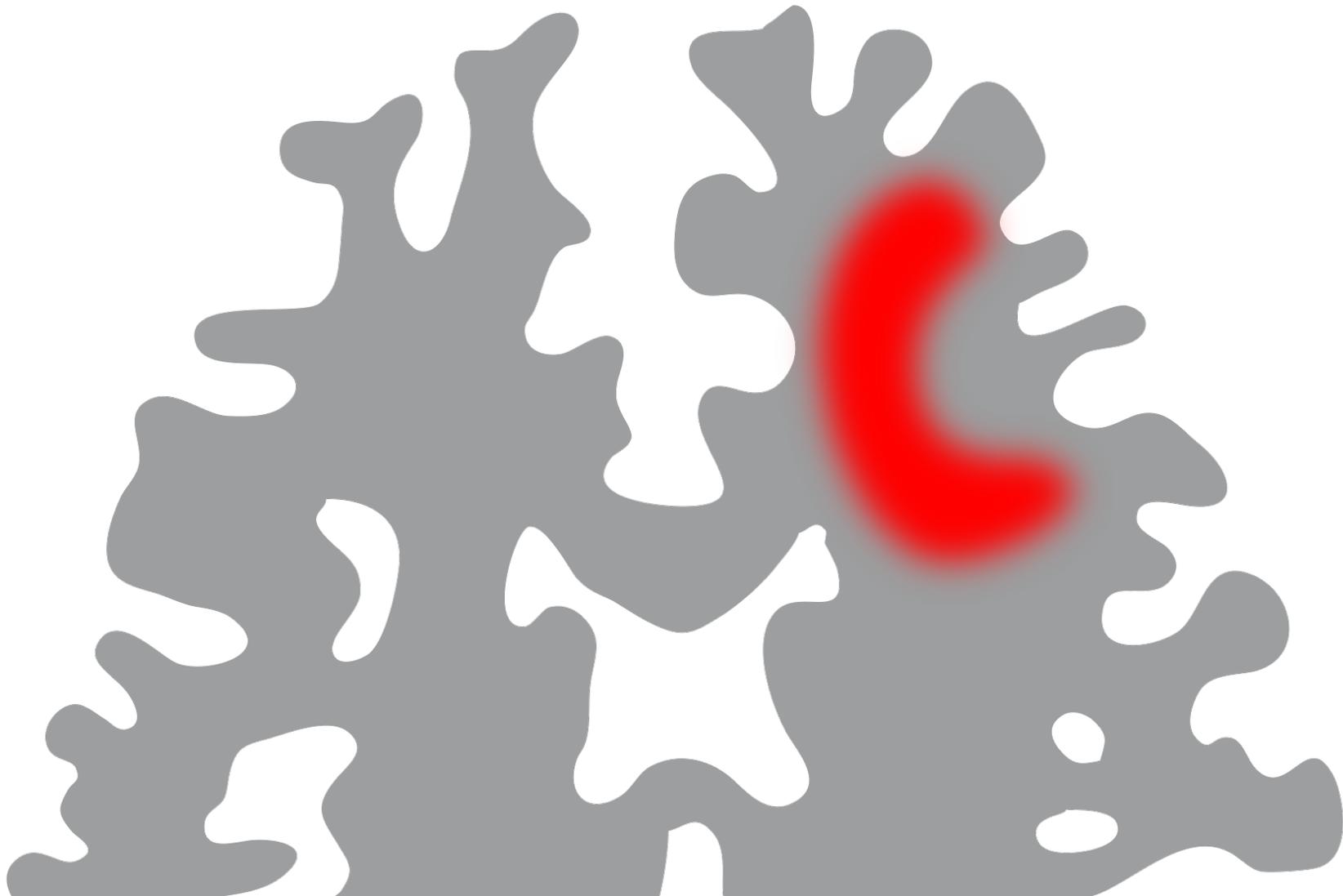


+ 5 mm Margin

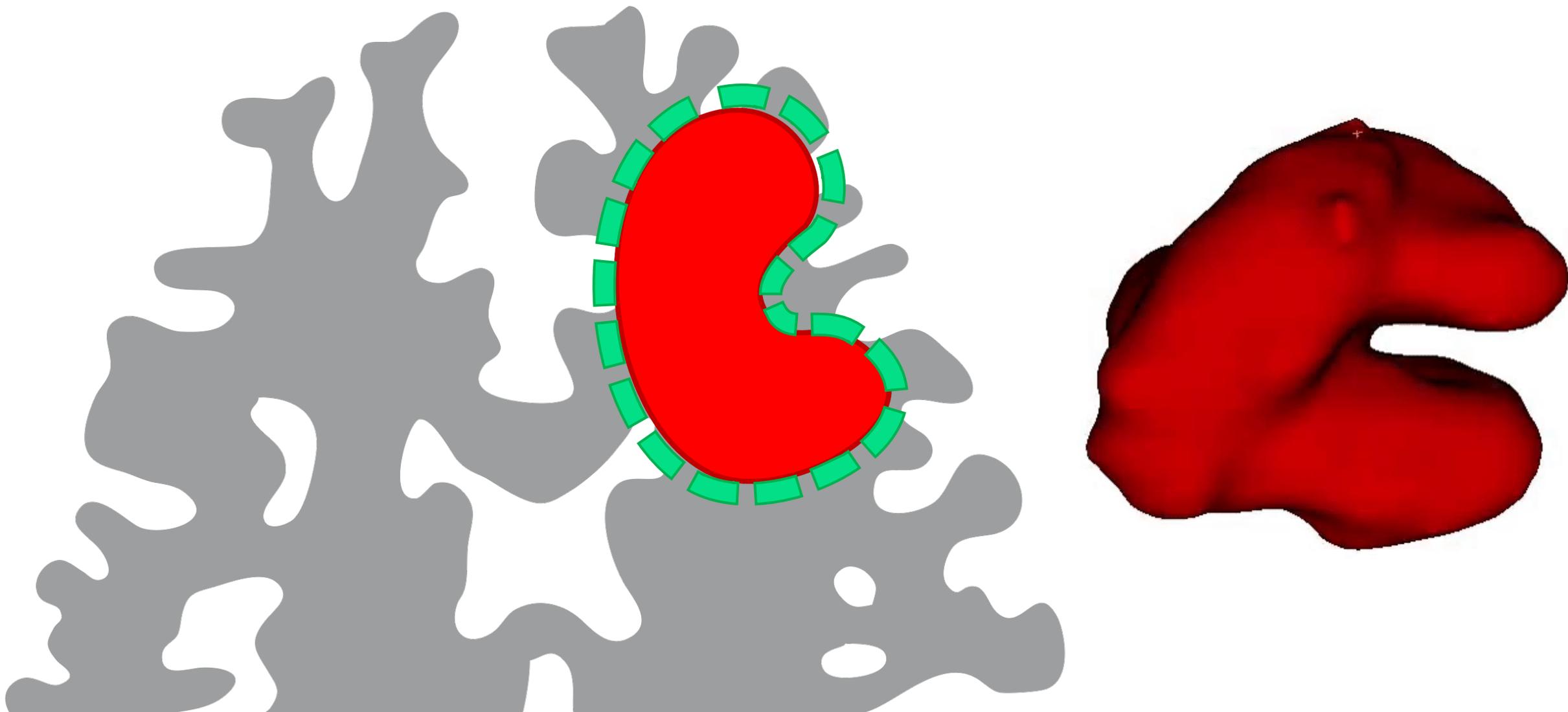
=> PTV **229%**
of original volume

Name	Type		Volume (cm ³)
0 mm	PTV		22,0471
5 mm	PTV		50,5303

Zielsetzung der Bildgebung für die RT-Planung



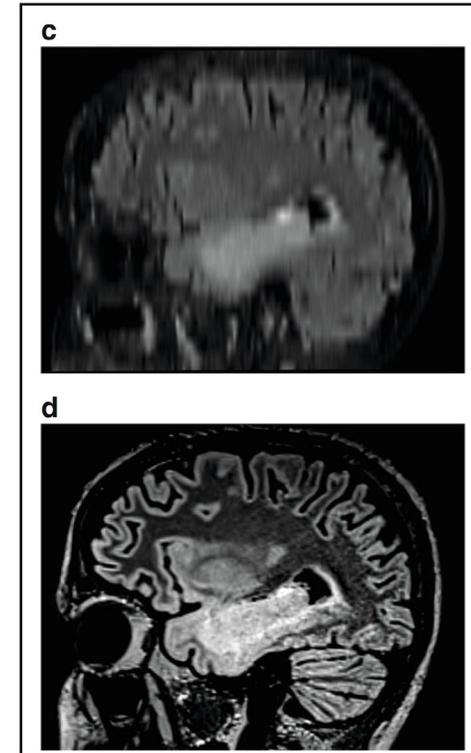
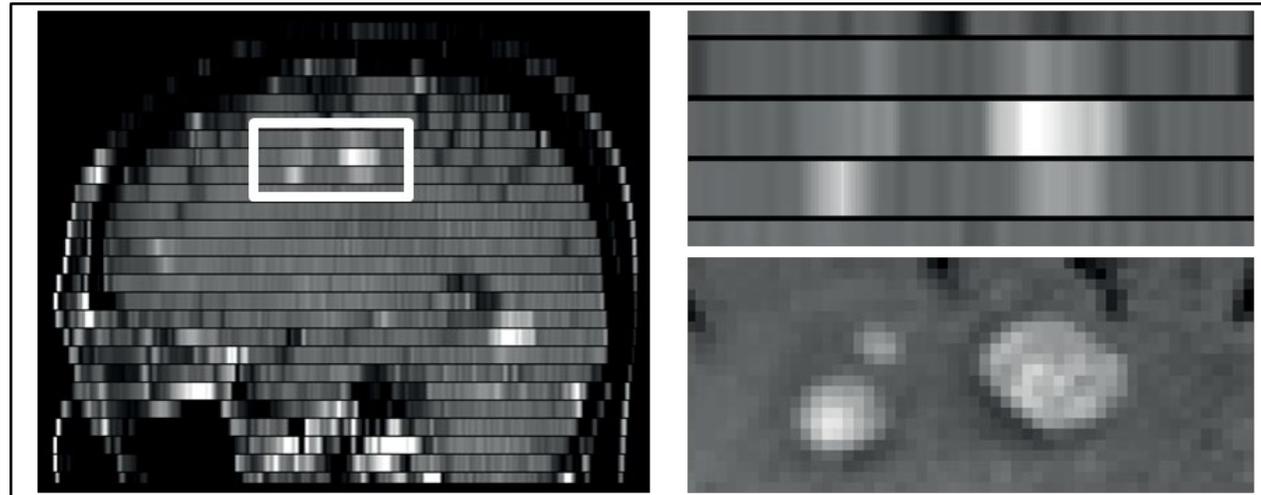
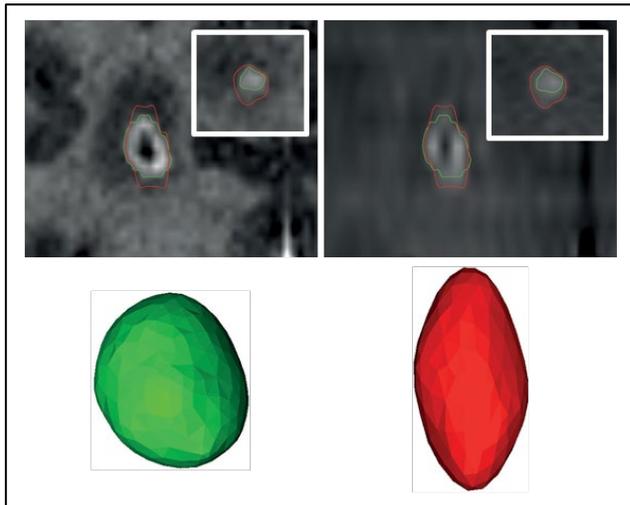
Zielsetzung der Bildgebung für die RT-Planung



Anforderungen MRT: Sequenzanforderungen

RT-optimierte Sequenzen

- Erfordernisse von **Strahlentherapieplanung** und **Diagnostik** unterscheiden sich
- **3D Sequenzen** i.d.R. optimal für präzise Darstellung der 3D Tumorausdehnung:
 - **Reduktion von Verzerrungen** (B0-Inhomogenitäten => Slice selection)
 - **Hochauflösende Rekonstruktion** in allen Schnittebenen
 - **Minimierung von Partialvolumeneffekten**
 - **Keine Gaps**

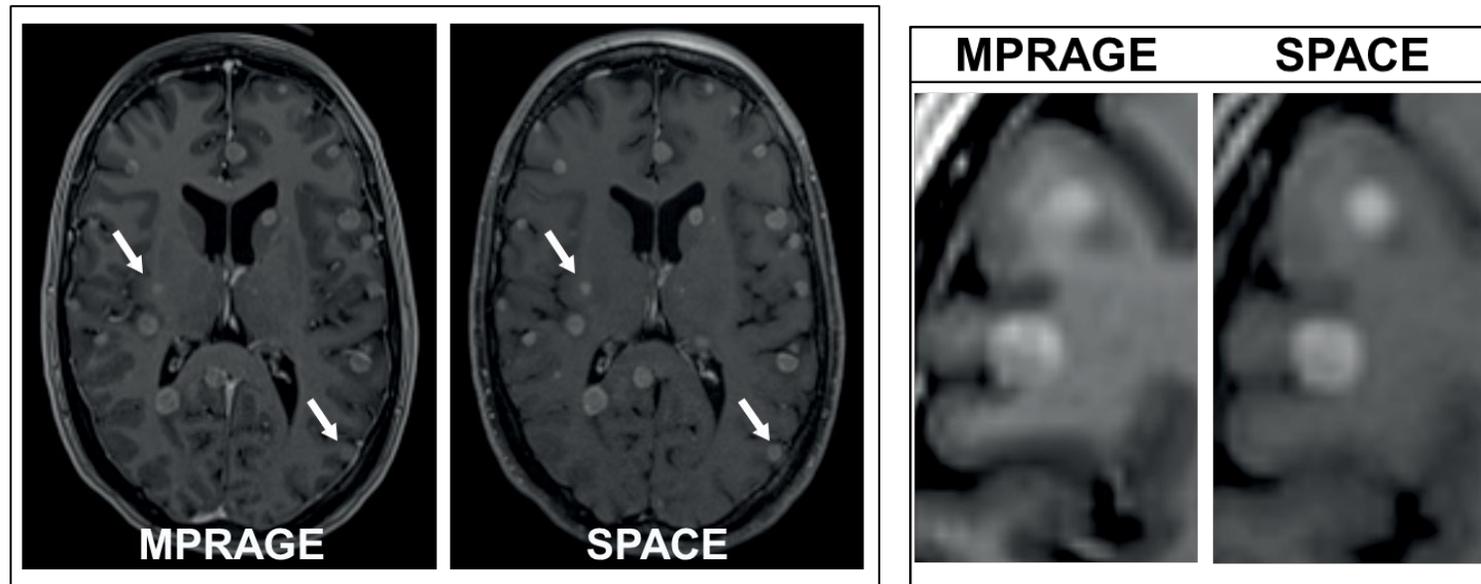


Anforderungen MRT: Sequenzanforderungen

- **Optimierter Sequenztyp**

Beispiel: **T1-SPACE** (3D-TSE) vs. **T1-MPRAGE** (3D-IR-GE)

- Geringerer Kontrast zwischen grauer und weißer Substanz in T1-SPACE
- Unterdrückung von Gefäßen in T1-SPACE
- Danieli et al.: Besseres Kontrastverhältnis für SPACE vs. MPRAGE, (AJNR 2019) GTVs in SPACE größer (median 1.78 cm³ vs. 1.36 cm³)
15.8 % der Metastasen nicht in MPRAGE zu sehen



Zusammenfassung

- **Optimierte (MRT-)Bildgebung** als ein möglicher Weg zur **Verbesserung von Präzision und Ergebnissen** bei der **kranialen Stereotaxie**
- **MRT Verzerrungen** können **klinische Ergebnisse verschlechtern** und sollten **korrigiert** werden
 - ⇒ **Formulierung von Empfehlungen** für die **Bildgebung** in der **kranialen Stereotaxie**
 - ⇒ **Evaluation des klinischen Nutzens optimierter MRT Bildgebung**