

Abnahmeprüfung BrachyVision

Allgemeines

Das Brachytherapie-Bestrahlungsplanungssystem *BrachyVision* (in weiterer Folge mit BV abgekürzt) ist der Nachfolger von *Cadplan BT* und unterscheidet sich von diesem dadurch, dass BV mit dem Teletherapie-Bestrahlungsplanungssystem *Eclipse* in der ARIA-Softwareumgebung integriert ist.

Durch diese Integration ist eine genaue Abgrenzung zwischen Eclipse und BV schwierig: Das Patienten-Anatomiemodell wird z.B. im selben Softwaremodul erzeugt. Summierte Dosisverteilungen (Summe der physikalischen Dosen von Tele- und Brachytherapie-Bestrahlungsplänen) können sowohl in Eclipse als auch in BV dargestellt und ausgewertet werden. Die Bearbeitung der Einzelpläne ist allerdings nur in den jeweiligen Planungsmodulen möglich.

Die Abnahmeprüfung erfolgt nach ÖNORM S5296 (Ausgabe 2008-11-01).

Überprüfte Version

ARIA 8.6 > Brachytherapy Planning > Help > About ...

Platform	8.6
Application Name	Brachytherapy Planning
Major Build Version	8.6
Client Build	8.6.17.17559
Database Build	8.6.07
Installationsdatum	19.-22. März 2009 (ARIA 8.6 Upgrade)

Inhaltsverzeichnis

5 Patienten-Anatomiemodell.....	3
5.1 Koordinatensysteme und Skalen.....	3
5.2 Gewinnung und Transfer der Bilddaten.....	3
5.2.1 Administrative Daten.....	3
5.2.2 Geometrie	3
5.2.3 Hounsfield-Einheiten.....	3
5.3 Modellierung der Anatomie	4
5.3.1 Konturierung	4
5.3.2 Elektronendichten.....	6
5.3.3 Punkte, Linien und Markierungen.....	6
5.3.4 Bilddarstellung	7

5.3.5 Koordinatensysteme	8
7 Brachytherapie	10
7.2 Brachytherapie-Strahlermodell	10
7.2.1 Quellenspezifikation	10
7.2.2 Radiale Dosisfunktion, Geometriefaktor und Anisotropiefunktion	14
7.3 Validierung der Energiedosisverteilung	16
7.3.1 Dokumentation der verwendeten Algorithmen	16
7.3.2 Dosisverteilung um eine "Punktquelle"	16
7.3.3 Punktdosisverifikation für komplexe Geometrien	18
7.3.4 Radioaktiver Zerfall während der Bestrahlung	20
7.4 Geometrische Rekonstruktion	21
Ergebnisse eines ESTRO-Audits zur geometrischen Rekonstruktion	24
8 Planauswertung	26
8.2 Darstellung der Dosisverteilung	26
8.2.1 Darstellung der Dosis als Punktdosis, Isodosenlinien und Isodosenflächen	26
8.2.2 Normierung der Dosisverteilung	26
8.2.3 Symmetrie der Dosisdarstellung	27
8.3 Dosis-Volumen-Histogramme	27
8.3.1 Volumenberechnung	27
8.3.2 Darstellung der Dosis-Volumen-Histogramme	27
8.3.3 Darstellung der Dosis-Flächen-Histogramme	31
8.3.4 Kombination von Strukturen mittels Boolescher Algebra	32
8.3.5 Statistische Maßzahlen	33
8.4 Ausdruck in Papierform	36
9 Ausgabe	37
9.1 Bestrahlungsplanungs-Protokoll	37
9.2 Datentransfer	37

5 Patienten-Anatomiemodell

5.1 Koordinatensysteme und Skalen

Es wird auf die Festlegungen in ÖVE/ÖNORM EN 62083 verwiesen (aktuelle Ausgabe: 2002-09-01). Dort wird in Abschnitt 7.8 (Koordinatensysteme und Skalen) verlangt, dass es für den Anwender möglich sein muss, die gesamte Bestrahlungsplanung so durchzuführen, dass alle Skalen und Koordinaten der Bestrahlungseinrichtung gemäß der Norm IEC 61217 angezeigt werden.

Die aktuelle Version von IEC 61217 ist ÖVE/ÖNORM 61217+A1 (Ausgabe 2003-11-01).

Der Anwendungsbereich von ÖVE/ÖNORM 61217 (siehe S.7) ist die Teletherapie. Daher ist Abschnitt 5.1 von ÖNORM S5296 für die Brachytherapie nicht anwendbar.

Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Bestrahlungsplanung nach IEC 61217	Prüfung entfällt

5.2 Gewinnung und Transfer der Bilddaten

5.2.1 Administrative Daten

Fall A (Bestrahlungsplanung auf Basis (orthogonaler) C-Bogen-Aufnahmen): Es werden am C-Bogen keine administrativen Patientendaten eingegeben, somit auch nicht übertragen. Nur das Bild selbst (analoges Video-Bild) wird aufgenommen (Matrox Import Filter, siehe 7.4).

Fall B (Brachy-Planung auf Basis von CT-Bildern): Die Gewinnung und der Transfer der Bilddaten wurde mit einem Phantom überprüft. Hierzu wurde das Phantom am ZRI gescannt und in ARIA/BV importiert (Workflow: Brachytherapy Planning > File > Import > Wizard ... > DICOM Media File Import Filter). ARIA sucht beim Import einen "Closest Match in Database". Allerdings wird am IRO bewusst eine Patient-ID gewählt, die sich von der im ZRI vergebenen ID unterscheidet, Daher ist beim dadurch erforderlichen manuellen Verknüpfen der Patienten Vorsicht geboten.

Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Korrekte Übertragung administrativer Daten	C-Bogen: Prüfung entfällt CT: ja

5.2.2 Geometrie

Wird in Abschnitt 7.4 für C-Bogen und CT geprüft.

5.2.3 Hounsfield-Einheiten

Prüfung entfällt. Der in BV 8.6 implementierte Dosisberechnungsalgorithmus basiert nicht auf Hounsfield-Einheiten.

Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Korrekte Übertragung und Anzeige der Hounsfield-Einheiten	Prüfung entfällt

5.3 Modellierung der Anatomie

5.3.1 Konturierung

5.3.1.1 Eingabe von Konturen ohne Bilddaten

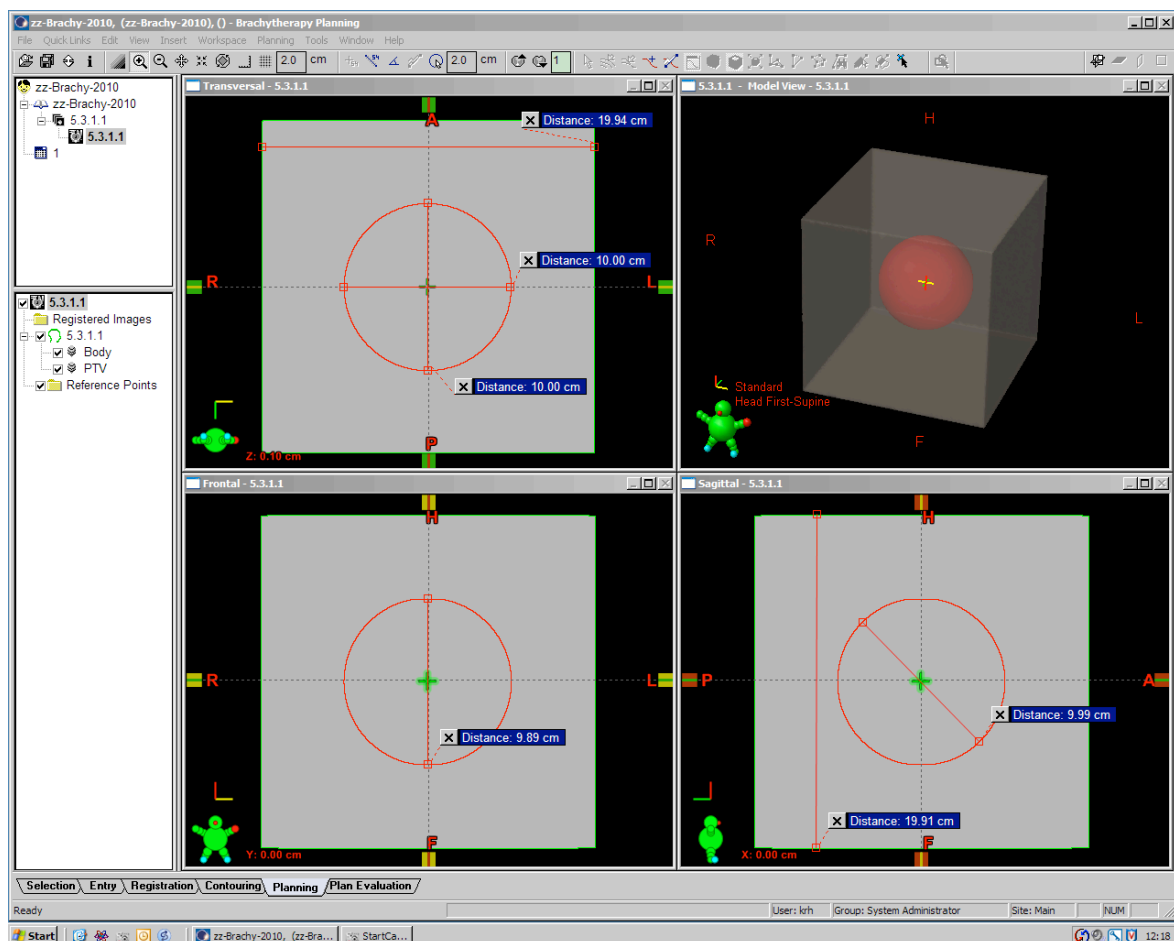
Die Erzeugung eines 3D-Bildes ohne echte CT-Bilddaten (*Phantom-Image-Set*) ist im *Contouring-Workspace* von BV nicht möglich. Hierzu muss vorübergehend in den Teletherapie-Modus (Eclipse) gewechselt werden.

In Eclipse wurde bei einem Testpatienten (ID: zz-Brachy-2010) ein künstlicher CT-Datensatz erzeugt (40 cm x 40 cm x 20 cm, 201 Schichten mit 0.1 cm Distanz, Structure Set: 5.3.1.1).

In diesem wurde nach Wechsel zu BV (Contouring-Workspace) eine BODY-Struktur eingezeichnet, ein Quader mit 20 cm x 20 cm Querschnitt und einer longitudinalen Ausdehnung von z = -9.9 cm bis +9.9 cm. Sollvolumen: 19.8 cm x 20 cm x 20 cm = 7920 cm³. Gemessenes Istvolumen: 7921.7 cm³.

Im Zentrum des BODY wurde mit dem 3D-Brush (Durchmesser: 10 cm) ein kugelförmiges PTV eingezeichnet (Sollvolumen: 523.6 cm³, Istvolumen: 523.74 cm³).

Die Darstellung in den drei Schnittebenen, die Längenausdehnung der Strukturen in den drei Schnittebenen sowie die Darstellung im Model View (3D-Ansicht) wurden überprüft (siehe Screenshot).



Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Korrekte Verarbeitung und Darstellung von Konturen, die nicht auf CT-Bilddaten basieren	ja

5.3.1.2 Eingabe von Konturen in CT-Bilddaten

Die Prüfung wurde an einem CT-gescannten Phantom mit einer Schichtdicke von 1 mm für die Strukturen BODY und *Kavität* (luftgefüllt) durchgeführt (ID: zz-Krieger-2009, Structure Set: KontMan.5.3.1.2). Das Phantom war ein Zylinder mit 20 cm Durchmesser und 12 cm Höhe (Sollvolumen: 3769.9 cm³).

Der HU-Bereich für die visuelle Darstellung war (-677 HU ... +934 HU).

Manuelle Konturierung des BODY ergab ein Istvolumen von 3763.7 cm³ (-0.2%).

Die Kavität wurde als *High Resolution Segment* definiert. Manuelle Konturierung ergab ein Istvolumen von 3.46 cm³.

Die Darstellung in den drei Schnittebenen, die Längenausdehnung der Strukturen in den drei Schnittebenen sowie die Darstellung im Model View wurden überprüft.

Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Korrekte Verarbeitung und Darstellung von Konturen, die auf CT-Bilddaten basieren	ja

5.3.1.3 Automatisches Konturieren

Analog zu 5.3.1.2 wurde die Konturierung mit Automatik (CT-Ranger) wiederholt (ID: zz-Krieger-2009, Structure Set: KontAut.5.3.1.3).

Für die Kavität ergab die automatische Konturierung ein Istvolumen ähnlich zu dem bei manueller Konturierung (3.32 cm³), wenn der CT-Ranger von -1000 HU bis -600 HU eingestellt ist.

Automatische Konturierung des BODY (fill all cavities, smoothing level 2) ergab mit dem Standard-Threshold von -350 HU ein Istvolumen von 3747.42 cm³ (-0.6%), bei einem lower threshold von -485 HU ein Volumen von 3768.22 cm³ (-0.04%).

Die Darstellung in den drei Schnittebenen, die Längenausdehnung der Strukturen in den drei Schnittebenen sowie die Darstellung im Model View wurden überprüft.

Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Korrekte Verarbeitung und Darstellung von automatisch erzeugten Konturen, die auf CT-Bilddaten basieren	ja

5.3.1.4 Änderung von Konturen

In den Structure Sets von 5.3.1.1 bis 5.3.1.3 wurden diverse Änderungen vorgenommen.

Die Verarbeitung der Änderungen sowie die Darstellung in den drei Schnittebenen und im Model View wurden überprüft.

Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Korrekte Verarbeitung und Darstellung geänderter Konturen	ja

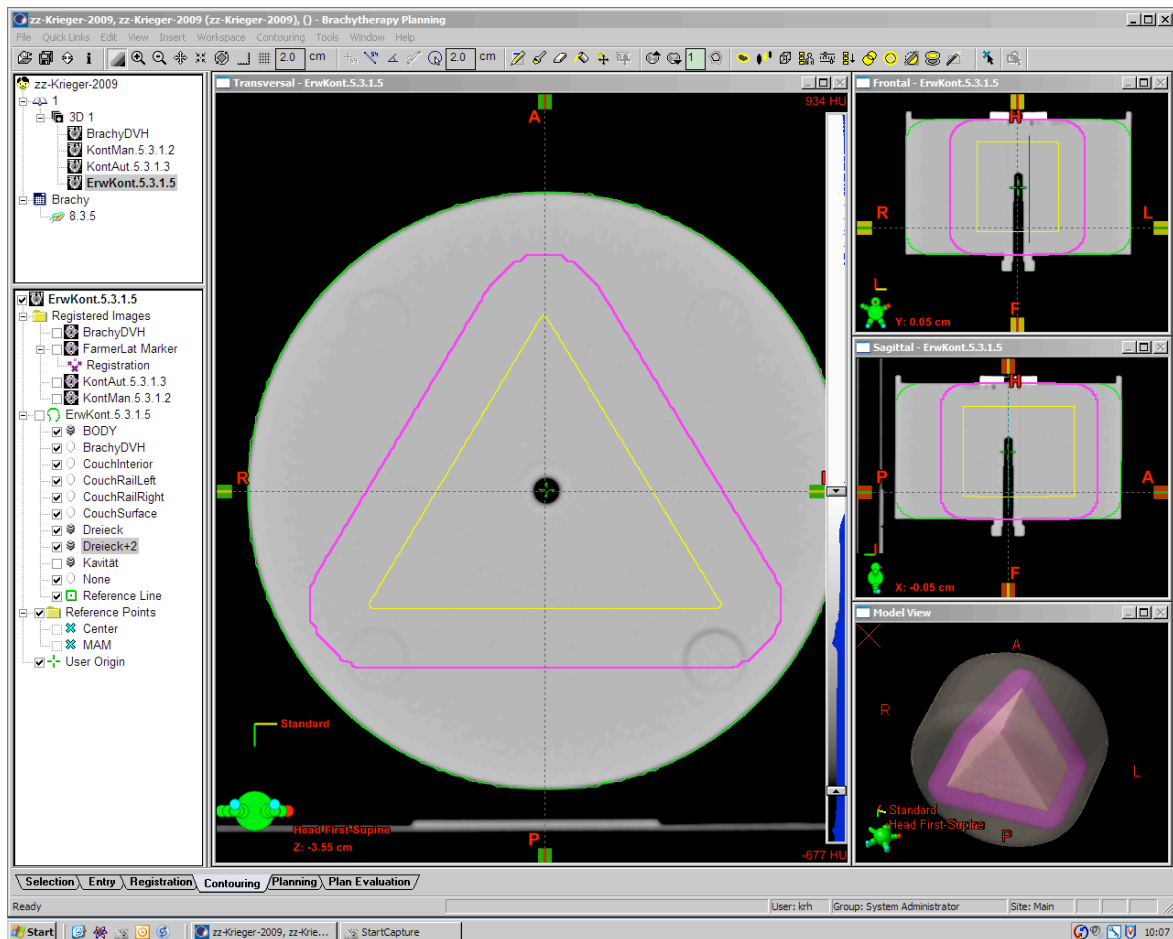
5.3.1.5 Räumliche Erweiterung von Strukturen

Im Structure Set ErwKont.5.3.1.5 wurde beim BODY ein negativer Margin von 2 cm (*Inner Margin*) eingegeben und danach wieder um 2 cm erweitert. Bei der Erweiterung kantiger Objekte ergab sich jeweils eine Abrundung der Kanten (siehe Screenshot auf der nächsten Seite).

Eine Struktur *Dreieck* wurde positiv um 2 cm erweitert (*Outer Margin*).

Diverse asymmetrische Margins wurden getestet.

Die Verarbeitung der Eingaben sowie die Darstellung in den drei Schnittebenen und im Model View wurden überprüft.



Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Korrekte Verarbeitung und Darstellung räumlich erweiterter Strukturen	ja

5.3.2 Elektronendichten

Die Prüfung entfällt, da Elektronendichten bei der Dosisberechnung mit dem in BV 8.6 implementierten Algorithmus nicht berücksichtigt werden.

Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Berücksichtigung zugewiesener Dichten bei der Dosisberechnung	Prüfung entfällt

5.3.3 Punkte, Linien und Markierungen

Im Phantom (ID: zz-Krieger-2009, Structure Set: KontAut.5.3.1.3) wurden durch direkte Koordnateingabe diverse Referenzlinien in definierten Abständen vom Applikator sowie Referenzpunkte eingezeichnet.

Die Darstellung in den drei Schnittebenen und im Model View wurden überprüft.

Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Korrekte Darstellung von Punkten, Linien und sonstigen Markierungen	ja

5.3.4 Bilddarstellung

5.3.4.1 Messwerkzeuge

Im Phantom (ID: zz-Krieger-2009, Structure Set: KontAut.5.3.1.3) wurden Längen- und Winkelmessungen vorgenommen.

Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Korrekte Funktion und hinreichende Genauigkeit der Messwerkzeuge	ja

5.3.4.2 2D-Bilddarstellung und Darstellungswerkzeuge

Im Phantom (ID: zz-Krieger-2009, Structure Set: KontAut.5.3.1.3) wurde unter anderem die korrekte Darstellung der Grauwerte bei Änderung des HU-Bereichs (window/level), sowie die Korrekte Anpassung der Konturen bei Änderung der Vergrößerung und bei Verschiebungen geprüft.

Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Korrekte 2D-Bilddarstellung	ja

5.3.4.3 Bildrekonstruktion

Im Phantom (ID: zz-Krieger-2009, Structure Set: KontAut.5.3.1.3) wurden 2D-Rekonstruktionen in diversen Bildebenen (insbesondere in geneigten Bildebenen) erzeugt und die Darstellung überprüft.

Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Korrekte Darstellung rekonstruierter 2D-Bilder	ja

5.3.4.4 3D-Darstellung

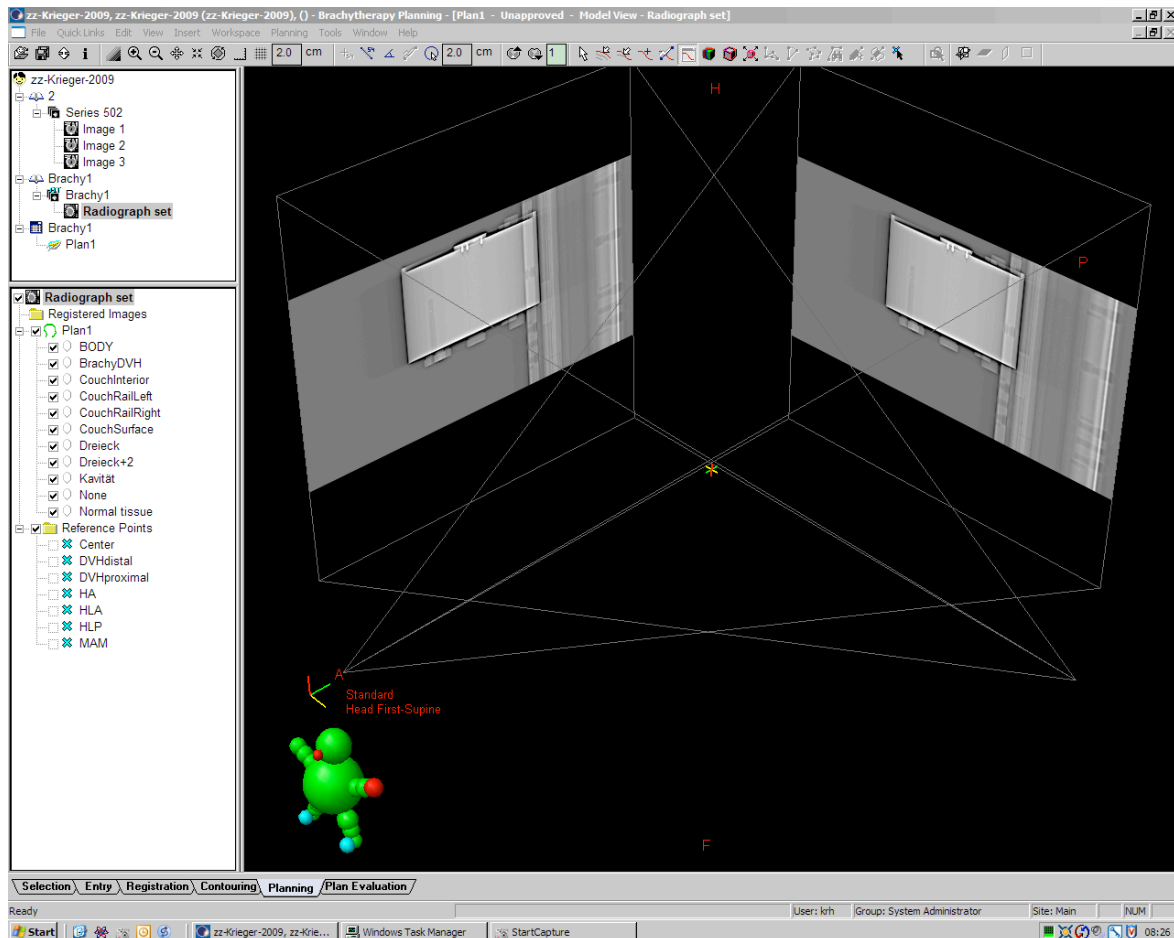
Es wurde bei einem Testpatienten mit manuell erzeugtem 3D-Anatomiemodell (ID: zz-Brachy-2010, Structure Set: 5.3.4.1) Strukturen konturiert und die 3D-Darstellung qualitativ überprüft.

Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Korrekte räumliche Darstellung von 3D-Bildern	ja

5.3.4.5 Bildbearbeitung

Fall A (Bestrahlungsplanung auf Basis (orthogonaler) C-Bogen-Aufnahmen): Jedes Bild kann im *Selection-Workspace* hinsichtlich der Bildorientierung mit "Change Image Orientation ..." in eine von 24 Orientierungen gebracht werden. Zusätzlich können unter "Advanced ..." freie Rotationswinkel angegeben werden. Weitere mögliche Manipulationen sind Beschneidung ("Crop/Extract ..."), Rotation/Spiegelung und Duplizierung der Bilder.

Als Test der Bildbearbeitungsfunktionen wurde auf Basis zweier beliebiger, aber hinsichtlich der Orientierung identischer Bilder (Topogramme eines CT-Scans) versucht, durch Manipulation der Geometrie ein orthogonales Bildpaar zu erzeugen. Nach der Manipulation wurde entsprechend dem normalen Planungsablauf ein *Radiograph Set* erzeugt, die orthogonale Geometrie festgelegt, und das Set auf Konsistenz überprüft (siehe Screenshot). Es wurden dabei keine Inkonsistenzen gefunden.



Fall B (Brachy-Planung auf Basis von CT-Bildern): CT-Bilddaten können im *Selection-Workspace* gespiegelt, rotiert, beschnitten, kopiert, sowie in Z-Richtung verschoben werden. Damit ist auch die Erweiterung des 3D-Bildstapels in kranio-kaudaler Richtung möglich. Die Bildorientierung kann geändert und es können Teile der Bilder extrahiert werden. Aus den manipulierten Bildern kann jeweils ein 3D-Bild erzeugt werden. Keine der genannten Funktionen wird bei CT-Bildern klinisch genutzt, die Prüfung kann daher entfallen.

Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Korrekte Ausführung der Manipulation von Bilddaten	C-Bogen: ja CT: Prüfung entfällt

5.3.5 Koordinatensysteme

5.3.5.1 Achsenrichtungen

Der Abschnitt gilt nur für die Teletherapie, da der Afterloader in BV nicht modelliert wird und die Applikatoren keine Achsenrichtungen aufweisen.

Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Korrekte Koordinatentransformation von der Bildgebung in das modellierte Betrachtungsgerät	Prüfung entfällt

5.3.5.2 Numerische Anzeige der 3D-Koordinaten

Die numerischen Werte der (X, Y, Z)-Koordinaten beziehen sich auf den *User Origin*, der die Koordinaten (0 cm, 0 cm, 0 cm) aufweist und vom Anwender gesetzt werden kann.

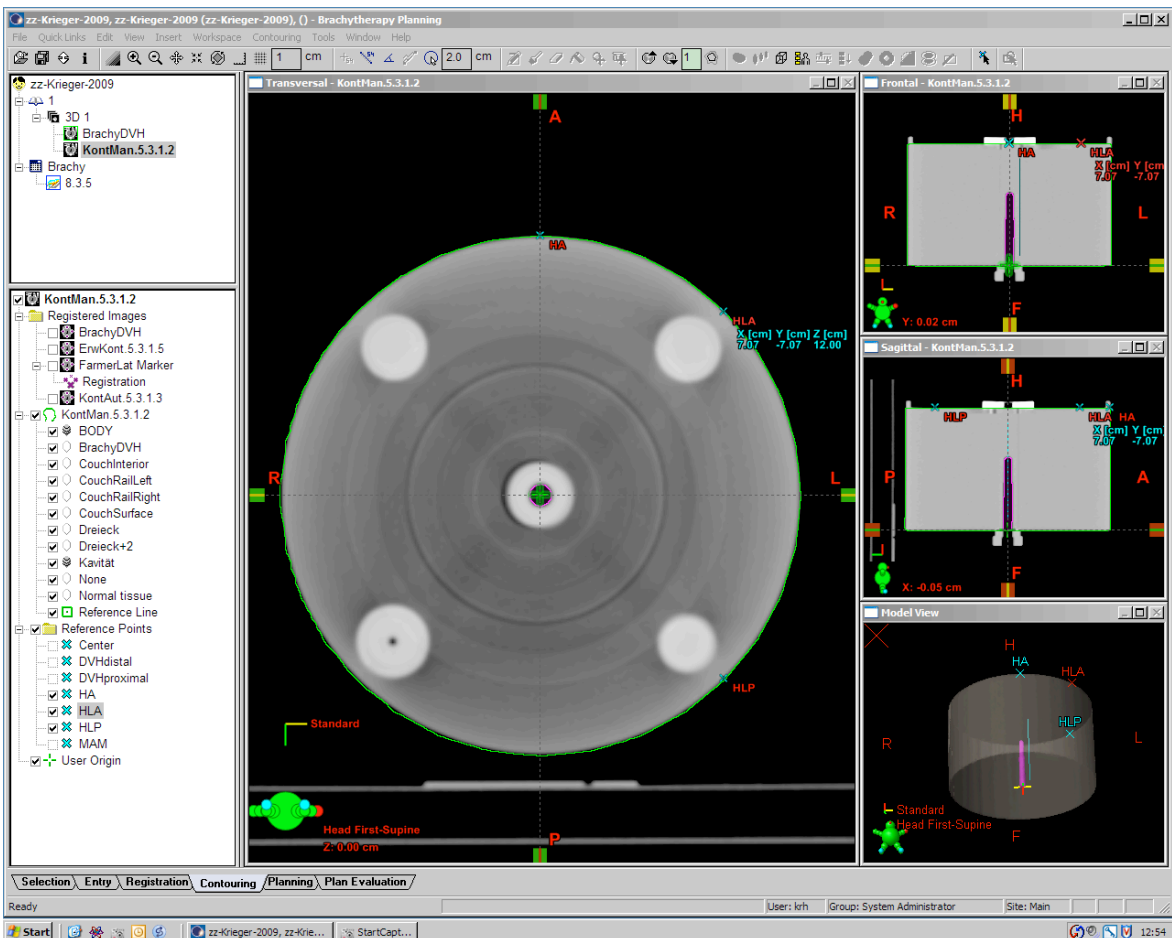
Es wurde zunächst der User Origin über Set User Origin ... > Set to Predefined Target > Viewing Plane Intersection auf einen ausgezeichneten Symmetriepunkt des Phantoms (ID: zz-Krieger-2009, Structure Set: KontMan.5.3.1.2) gesetzt.

Mehrere Referenzpunkte wurden über manuelle Koordinateneingabe definiert, z.B. HLP = (Head, Left, Posterior) = (7.07 cm, 7.07 cm, 12 cm), HA = (Head, Anterior) = (0, -10, 12) (siehe Screenshot auf dieser Seite).

Die räumliche Lage der Referenzpunkte wurde in der Bilddarstellung mit der Lage der konturierten Strukturen verglichen.

Mit dem Messwerkzeug für Länge wurden die Distanzen zwischen den Referenzpunkten überprüft.

Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Numerisch korrekte Anzeige der räumlichen Koordinaten	ja



7 Brachytherapie

7.2 Brachytherapie-Strahlermodell

7.2.1 Quellenspezifikation

Parameter des Quellenmodells aus ARIA 8.6 > Administration > Clinical Data > Radioactive Source Model (7.9.2009):

ID	VS Ir-192 (5mm)
Isotope Name	VariSource 5 mm source
Manufacturer	Varian Medical Systems
Half Life	73.83 Tage
Type	Line
Calculation Model	Linear source
Dose Rate Constant	1.1
Dose Rate Constant (for point)	1.123 (grau)
Kerma -> Activity Conversion	4.03 [(cGy cm ² /h) / (mCi)]
Active Sizes (X x Y x Z)	0.2 x 0.2 x 0.5 cm
Letzte Änderung des Strahlermodells	krh 17.12.2004
Anisotropic Table (Sicherungskopie)	Q:\Brachy\Quellenmodelle\VS_Ir-192_5mm.xls
Scatter Function	Meisberger-Polynom mit Koeffizienten: +0.9831600000; +0.0195100000; -0.0045500000; +0.0002630000; -0.0000103000; +0.0000000000

Parameter des Afterloaders aus ARIA 8.6 > Administration > Radiation & Imaging Devices > VariSource_IRO (7.9.2009):

General	
ID	VariSource_IRO
Name	leer
Machine Model	VariSource 0.5 cm
Machine Interface	VariSource
Machine Scale	leer (grau)
Manufacturer Name	Varian Medical Systems
Serial No.	VS21
Software Version	leer

Hardware Version	leer
Operation Status	Ready
Conn. Workstation	None
Last modified	mad 22.04.2005
Brachy Unit	
Current Radioactive Source	Jun09 (grau)
Dose Rate Mode	HDR
Source Movement Type	Stepwise
Source Center Dist. From Tip	0.35 cm
Default Pulse Interval	leer (grau)
Number of Channels	20
Number of Dwells in Channel	20
Minimum Channel Length	20 cm
Maximum Channel Length	150 cm
Limits	
Max. Total Dwell Time	60000 s
Max. Dwell Time per Channel	3000 s
Max. Dwell Time per Position	999.9 s
Dwell Time Resolution	0.1 s
Minimum Step Size	0.2 cm
Maximum Step Size	9.9 cm
Step Size Resolution	0.1 cm

Quellenparameter aus ARIA 8.6 > Administration > Radiation & Imaging Devices > VariSource_I-RO > Radioactive Source (7.9.2009):

General (alle Felder grau unterlegt)	
ID	Jun09
Name	Leer
Source Model	VS Ir-192 (5mm)
Strength	42617.2500000047 cGy cm ² / h
Calibration Date	28.05.2009
Serial Number	02-07-0094-004-052809-10575-46
Use nominal Activity	Leer
Last modified	krh 09.06.2009

Quellenparameter aus Quellenzertifikat von MDS Nordion (quellenabhängige Daten sind mit qa gekennzeichnet):

Seite 1: Medical Source Certificate	
Unit Serial Number	H600021-VS
Source Serial Number (qa)	02-07-0094-004-052809-10575-46
MDS Nordion order number (qa)	729205 1 1 1
Source Type	AL09400000
Drilled VS2000 wire (qa)	VS17005
Container serial number	234
Source code	AL09400000 VS2000 Source Wire
Material	NITINOL
ISO Code	ISO/80/C 53211
Certificate number for special form	USA/0571/S-96 (Revision2)
Isotope	Iridium-192
Physical form	Solid
Chemical form	Metal
Apparent activity (1) (2)	391.274 GBq (10.575 Ci)
Air kerma rate (3)	42.617 mGy/h +/-5%
Calibration date (4)	28-May-2009 12.00 cet
Welding	laser
10 Ci date	03.06.2009
Seite 1: Tests	
Total length	Accepted
Diameter	Accepted
Laser weld visual check	Accepted
Free of surface contamination*	Accepted
Leakage test*	< 185 Bq
*Wischtest gemäß ISO 9978 (1992) (5.3.1)	
Compliance	NF ISO 9978 (1992), ISO 2919 (1999), NF M61002 (1984)
Datum	03.06.2009
Verantwortlich für Qualitätskontrolle	unleserlich

Anmerkungen:	
(1) The apparent activity is determined by applying a conversion factor (4.03 / 37 mGy m ² / (GBq * h)) to the standard air kerma rate of the sealed source determined with a calibrated instrument. The instrument is calibrated against the standard of the Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Braunschweig, Germany.	
(2) The apparent activity is the actual activity of Ir-192 only. The other radionuclides are not detectable.	
(3) At confidence level of 99.7%	
(4) Date format DD-MMM-YYYY	
Seite 2: Data Sheet (nur Daten, die nicht schon im Source Certificate vorkommen)	
Half-life	73.831 Days

Form und Abmessungen der Quelle:

Beschreibung der Quelle in IAEA Certificate of Competent Authority Special Form Radioactive Materials Certificate USA/0571/S-96, Revision 2:	
Nitinol-Draht, der zwei 2.5 mm lange Iridium-Seeds enthält. Diese befinden sich in einem 6 mm tiefen Bohrloch (Durchmesser 0.3556 mm) an der Spitze des Drahtes, das mit einer halbkugelförmigen Endkappe aus Nitinol verschweißt wurde.	
Radioactive Contents	No more than 0.48 TBq (13 Ci) of Iridium-192 seeds.
Gültigkeit des Zertifikats	bis 28.02.2013
Datum des Zertifikats	21.02.2008
Ausgestellt von	Robert A. Richard, Deputy Associate Administrator for Hazardous Materials Safety
Beilage: CAD Zeichnung SK32163500	
Titel der Zeichnung	VS2000 Sealed Source Wire Submission Drawing
Länge des Drahtes	2585 ± 1 mm
Durchmesser (max.)	0.025" (0.635 mm)

Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Radionuklid	ja
Halbwertszeit	ja
Strahlenqualität (Gamma-Energien)	nein, keine Angaben (nur Ir-192)
Quellenstärke	ja
Bezugsdatum	ja
Quellentyp, Form und Abmessungen	ja
Wanddicke, Material der Hülle	Nitinol, Bohrloch-Durchmesser 0.014" (0.3556 mm), daher Wanddicke 0.14 mm

7.2.2 Radiale Dosisfunktion, Geometriefaktor und Anisotropiefunktion

Die dosimetrischen Eigenschaften der VS2000 Quelle (Radiale Dosisfunktion, Geometriefaktor und Anisotropiefunktion) sind weitgehend in A. Angelopoulos et al, *Monte Carlo dosimetry of a new ¹⁹²Ir high dose rate brachytherapy source*, Medical Physics 27 (11), Nov. 2000, S. 2521 - 2527 beschrieben.

Radiale Dosisfunktion:

Die Radiale Dosisfunktion wird in BV durch das Meisberger-Polynom:

$$g(r) = 0.98316 + 0.01951 r - 0.00455 r^2 + 0.000263 r^3 - 0.0000103 r^4$$

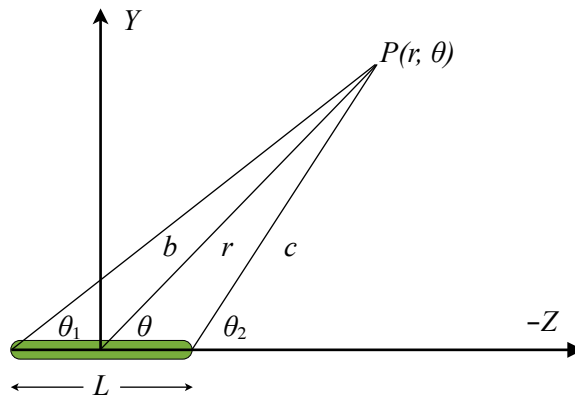
modelliert. Das führt zu einem Verlauf von $g(r)$, der sich geringfügig von dem in der Literatur (A. Angelopoulos et al, MedPhys 27 (11), Table II, S. 2523) angegebenen unterscheidet (siehe Tabelle):

Radiale Dosisfunktion $g(r)$		
r [cm]	Angelopoulos	BV
0.1	0.975	0.985
0.2	0.985	0.987
0.3	0.990	0.989
0.5	0.995	0.992
0.7	0.998	0.995
1.0	1.000	0.998
1.5	1.002	1.003
2.0	1.005	1.006
2.5	1.006	1.007
3.0	1.006	1.007
4.0	1.002	1.003
5.0	0.993	0.993
6.0	0.981	0.980
8.0	0.941	0.941
10.0	0.881	0.883
12.0	0.803	0.803
14.0	0.693	0.690
15.0	0.609	0.618

Geometriefaktor:

$$G(r, \theta) = \frac{\beta}{Lr \sin \theta} \quad \text{mit} \quad \beta = \theta_2 - \theta_1$$

(Quelle: CadPlan BT 1.1 User Manual S.51)



$L = 0.5 \text{ cm}$ ist die aktive Länge der Quelle, $-Z$ zeigt in Richtung Afterloader.

Bei $\theta = 0^\circ$ und 180° gilt:

$$G(r) = \frac{1}{r^2 - \frac{L^2}{4}}$$

Bei $\theta = 90^\circ$ gilt:

$$G(r) = \frac{2 \arctan \frac{L}{2r}}{Lr}$$

Anisotropiefunktion:

Anisotropiefunktion $F(r; \theta)$																	
(A. Angelopoulos et al, <i>Monte Carlo dosimetry of a new ^{192}Ir high dose rate brachytherapy source</i> , MedPhys 27 (11), Table III, S. 2524)																	
r [cm]	Winkel θ																
	0°	1.5°	15.5°	25.5°	35.5°	45.5°	60.5°	75.5°	90°	105.5°	120.5°	135.5°	145.5°	155.5°	165.5°	178.5°	180°
0.5	0.434	0.498	0.871	0.936	0.963	0.978	0.991	0.999	1.000	0.999	0.992	0.981	0.964	0.932	0.859	0.574	0.559
0.7	0.405	0.468	0.854	0.926	0.957	0.975	0.991	0.996	1.000	0.996	0.990	0.976	0.955	0.919	0.844	0.545	0.532
1	0.392	0.460	0.854	0.926	0.955	0.976	0.991	0.995	1.000	0.997	0.991	0.976	0.955	0.919	0.843	0.538	0.526
2	0.277	0.413	0.852	0.922	0.957	0.977	0.991	0.997	1.000	0.999	0.989	0.975	0.952	0.916	0.843	0.549	0.512
3.5	0.367	0.485	0.860	0.921	0.958	0.976	0.991	0.997	0.999	0.995	0.991	0.976	0.955	0.919	0.848	0.603	0.557
5	0.443	0.544	0.868	0.927	0.959	0.977	0.991	0.997	1.000	0.998	0.991	0.978	0.957	0.923	0.859	0.642	0.603
7	0.512	0.596	0.880	0.932	0.960	0.977	0.992	0.998	1.000	0.999	0.990	0.978	0.959	0.931	0.872	0.685	0.652
10	0.588	0.661	0.895	0.938	0.964	0.977	0.992	0.998	1.000	0.999	0.990	0.979	0.962	0.936	0.884	0.727	0.716
13	0.642	0.696	0.898	0.939	0.962	0.979	0.991	0.997	1.000	0.999	0.991	0.978	0.963	0.938	0.892	0.755	0.724
15	0.673	0.711	0.897	0.940	0.965	0.978	0.992	0.998	1.000	1.000	0.991	0.978	0.964	0.938	0.894	0.756	0.714

Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Dokumentation muß vorliegen	ja

7.3 Validierung der Energiedosisverteilung

7.3.1 Dokumentation der verwendeten Algorithmen

Es wurde in folgende Dokumente Einsicht genommen:

1. my.varian.com > Product Information > Brachytherapy > Manuals > BrachyVision 8.6 > Brachytherapy Planning - Reference Guide (Brachy_RG_B501810R01A.pdf, Jul 2008)
2. my.varian.com > Product Information > Brachytherapy > Manuals > BrachyVision 8.6 > Brachytherapy Planning Instructions for Use (Brachy_IFU_B501816R01A.pdf, Jul 2008)

Die Suche nach dem Begriff *Algorithm* in den beiden genannten Dokumenten brachte kein Ergebnis im Zusammenhang mit Dosisberechnung.

Da in den genannten Dokumenten bezüglich Dosisberechnung auf ein Eclipse-Dokument verwiesen wird, wurde die Suche in my.varian.com > Product Information > Eclipse > Manuals > Eclipse 8.6 > Eclipse Algorithms Reference Guide (Eclipse_Algo_RG_B501813R01A.pdf, Jul 2008) wiederholt.

Im Eclipse Algorithms Reference Guide wurde keine Information über die verwendeten Algorithmen zur Dosisberechnung in BV gefunden.

Offenbar liegt hinsichtlich der Dosisberechnung nur die Dokumentation vor, die in Abschnitt 7.2.2 gefordert wurde.

Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Dokumentation muß vorliegen	siehe 7.2.2

7.3.2 Dosisverteilung um eine "Punktquelle"

Vorbemerkung: Gegenüber Bild 18 der Norm wurde das Koordinatensystem gedreht: die *X*-Achse bleibt gleich, aber der Strahler verläuft in *Z*-Richtung (die negative *Z*-Richtung zeigt zum Afterloader).

Zunächst wurden die Werte von $g(r)$ auf Basis der in BV verwendeten Meisberger-Koeffizienten (Radioactive Source Model, siehe oben) manuell berechnet, siehe letzte Spalte:

<i>X</i> [cm]	<i>Y</i> [cm]	<i>Z</i> [cm]	<i>r</i> [cm]	0.98316 (* 1)	0.01951 (* <i>r</i>)	-0.00455 (* <i>r</i> ²)	0.000263 (* <i>r</i> ³)	-0.0000103 (* <i>r</i> ⁴)	g(<i>r</i>)
1	0	0	1	0.98316	0.0195	-0.0046	0.0003	-0.0000	0.998
2	0	0	2	0.98316	0.0390	-0.0182	0.0021	-0.0002	1.006
5	0	0	5	0.98316	0.0976	-0.1138	0.0329	-0.0064	0.993
10	0	0	10	0.98316	0.1951	-0.4550	0.2630	-0.1030	0.883
1	0	1	1.41	0.98316	0.0276	-0.0091	0.0007	-0.0000	1.002
2	0	1	2.24	0.98316	0.0436	-0.0228	0.0029	-0.0003	1.007
5	0	1	5.10	0.98316	0.0995	-0.1183	0.0349	-0.0070	0.992
0	5	0	5	0.98316	0.0976	-0.1138	0.0329	-0.0064	0.993
0	0	1	1	0.98316	0.0195	-0.0046	0.0003	-0.0000	0.998
0	0	2	2	0.98316	0.0390	-0.0182	0.0021	-0.0002	1.006
0	0	5	5	0.98316	0.0976	-0.1138	0.0329	-0.0064	0.993
0	0	10	10	0.98316	0.1951	-0.4550	0.2630	-0.1030	0.883

Um Konsistenz zwischen dem BV-Strahlermodell und manuellen Berechnungen zu wahren, wurden bei manuellen Dosisberechnungen dieselben Meisberger-Koeffizienten verwendet, wie sie in BV implementiert sind. Die Literaturwerte von Angelopoulos werden bei der Prüfung nicht berücksichtigt.

Die Funktionswerte des Geometriefaktors $G(r, \theta)$ wurden an den geforderten Koordinaten mit den in 7.2.2 angegebenen Formeln

$$G(r, \theta) = \frac{\theta_2 - \theta_1}{Lr \sin \theta} \quad \theta \neq 0^\circ, 180^\circ$$

$$G(r, \theta) = \frac{1}{r^2 - \frac{L^2}{4}} \quad \theta = 0^\circ, 180^\circ$$

berechnet, wobei die Hilfsgrößen b und c (siehe Abbildung in 7.2.2) über den Cosinussatz ermittelt wurden (r, L und θ sind bekannt):

$$b^2 = r^2 + \left(\frac{L}{2}\right)^2 - rL \cos(\pi - \theta)$$

$$c^2 = r^2 + \left(\frac{L}{2}\right)^2 - rL \cos \theta$$

Die Winkel θ_1 und θ_2 wurden mit folgenden Formeln berechnet:

$$\theta_1 = \arccos \left[\frac{b^2 + \left(\frac{L}{2}\right)^2 - r^2}{bL} \right]$$

$$\theta_2 = \pi - \arccos \left[\frac{c^2 + \left(\frac{L}{2}\right)^2 - r^2}{cL} \right]$$

Nach Interpolation von $F(r, \theta)$ aus der Tabelle von Angelopoulos wurde die Dosis D_{man} (manuell) über

$$D_{\text{man}}(r, \theta) = g(r) G(r, \theta) F(r, \theta)$$

berechnet und mit der Dosis D_{BV} aus BV verglichen. Die Abweichung ist in der letzten Spalte der folgenden Tabelle angegeben.

X	Y	Z	r [cm]	θ [°]	b	c	θ_1	θ_2	$g(r)$	$G(r, \theta)$	$F(r, \theta)$	D_{man}	D_{BV}	Δ [%]
1	0	0	1	90.0	1.03	1.03	76.0	104.0	0.998	0.98	1.00	100.00	100.00	0.00
2	0	0	2	90.0	2.02	2.02	82.9	97.1	1.006	0.25	1.00	25.57	25.57	0.00
5	0	0	5	90.0	5.01	5.01	87.1	92.9	0.993	0.04	1.00	4.06	4.06	-0.01
10	0	0	10	90.0	10.00	10.00	88.6	91.4	0.883	0.01	1.00	0.90	0.90	0.04
1	0	1	1.41	135.0	1.25	1.60	126.9	141.3	1.002	0.51	0.98	50.83	50.51	-0.63
2	0	1	2.24	116.6	2.14	2.36	110.6	122.0	1.007	0.20	0.99	20.39	20.39	0.01
5	0	1	5.10	101.3	5.06	5.15	98.5	104.0	0.992	0.04	1.00	3.90	3.89	-0.05
0	5	0	5	90.0	5.01	5.01	87.1	92.9	0.993	0.04	1.00	4.06	4.06	-0.01
0	0	1	1	180.0	0.75	1.25	180.0	180.0	0.998	1.07	0.53	57.26	57.26	0.00
0	0	2	2	180.0	1.75	2.25	180.0	180.0	1.006	0.25	0.51	13.37	13.37	-0.00
0	0	5	5	180.0	4.75	5.25	180.0	180.0	0.993	0.04	0.60	2.46	2.46	-0.01
0	0	10	10	180.0	9.75	10.25	180.0	180.0	0.883	0.01	0.72	0.65	0.65	0.03

Anmerkung: Die Dosis wurde auf den Punkt $(X, Y, Z) = (1, 0, 0)$ (erste Zeile) mit 100 Gy normiert. Die damit übersprungene Überprüfung der Absolutdosis (= Herleitung der Dosis aus der Kalibrieraktivität zum Kalibrierzeitpunkt) wird in 7.3.3 nachgeholt.

Manuelle Berechnung: für die in **Bold Oblique** gedruckten Werte wurde die Anisotropiefunktion von Angelopoulos et al, MedPhys 27 (11), Table III, S. 2524 mit *Mathematica*[®] interpoliert.

BV: Die Dosiswerte wurden in folgendem Testpatienten berechnet: ID: zz-BrachyVision, Course 1, Plan 7.3.2, Treatment Activity: 3946.02 mCi, Channel Total Dwell Time: 2061.6 s.

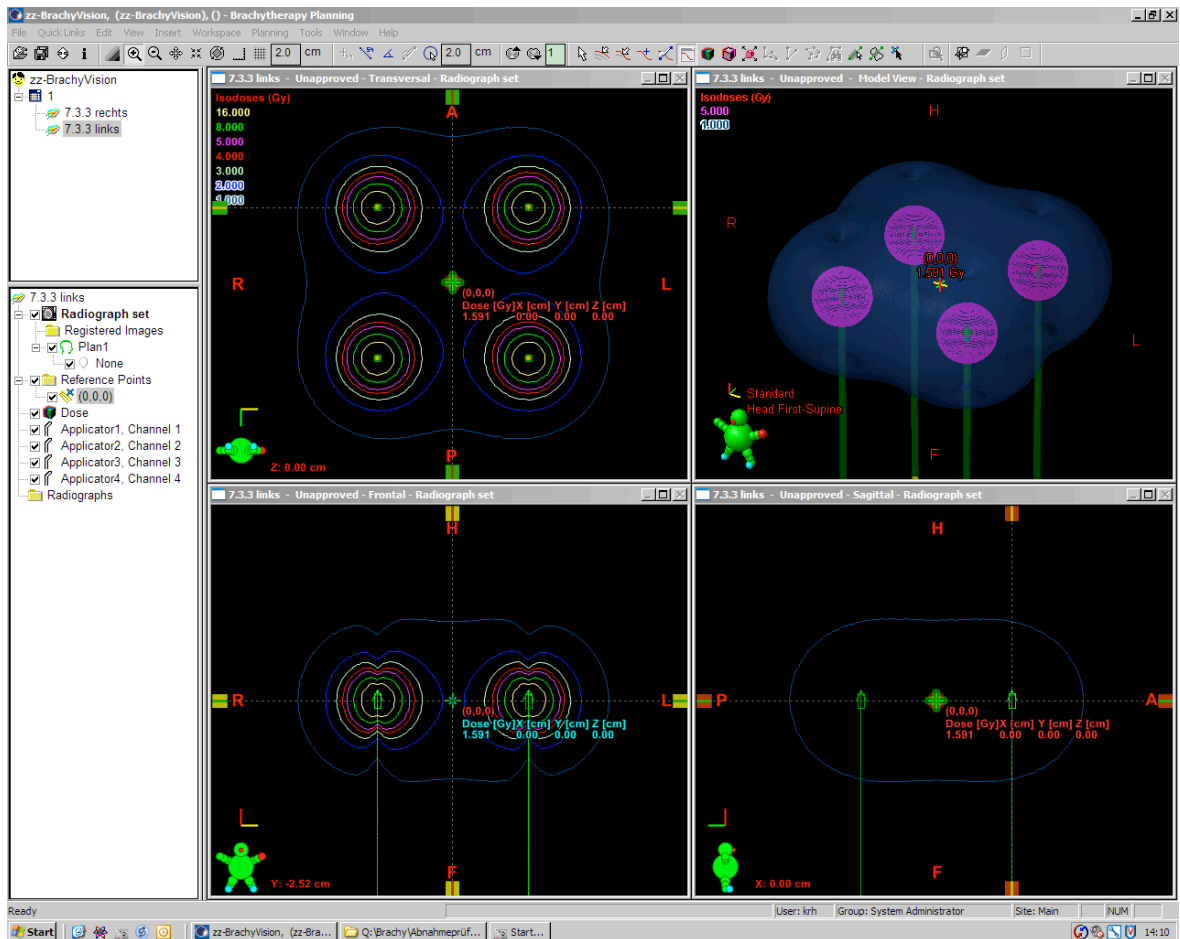
Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Hinreichende Übereinstimmung zwischen der vom Planungssystem ausgegebenen und der manuell berechneten Punktdosis	ja

7.3.3 Punktdosisverifikation für komplexe Geometrien

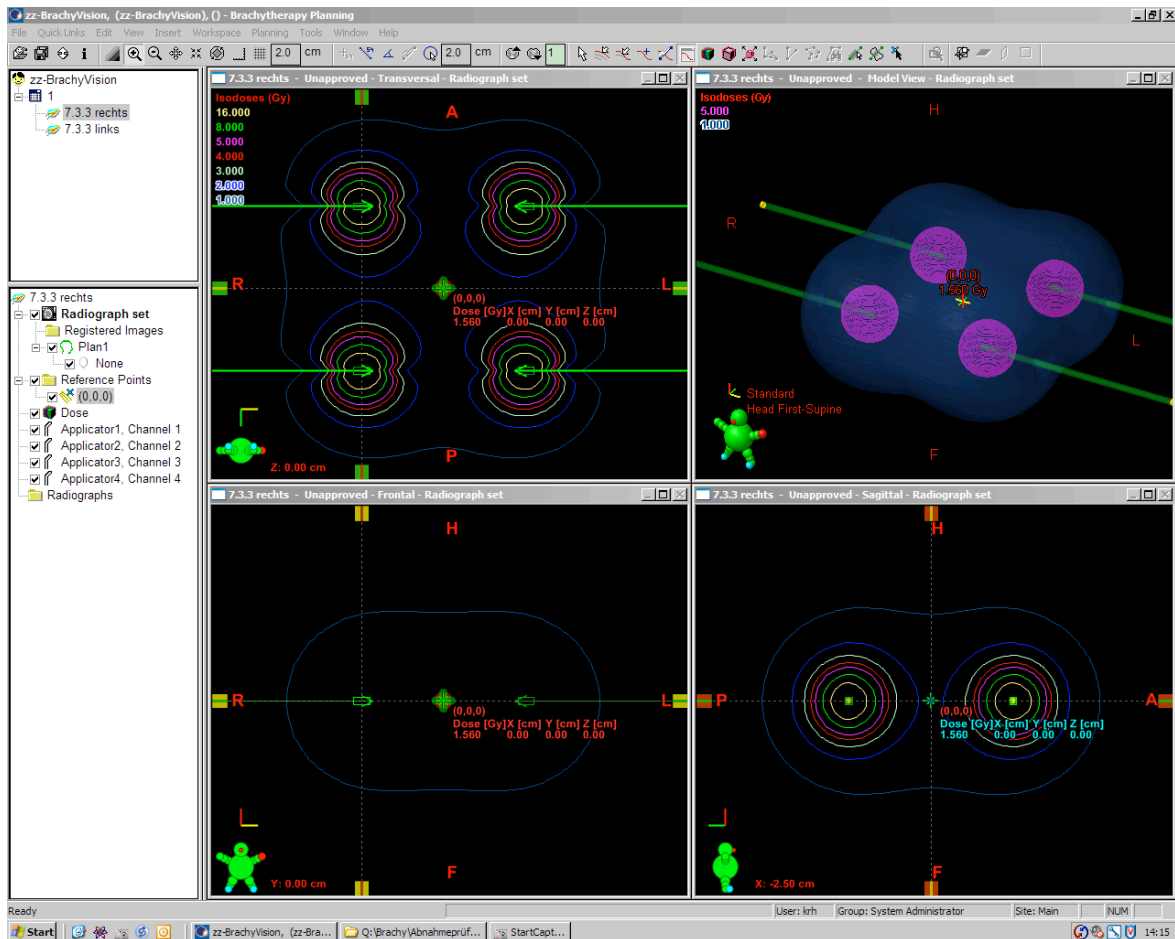
Zwei Bestrahlungspläne mit je 4 Quellen, die gemäß ÖNORM S5296:2008, Bild 19 links bzw. rechts angeordnet sind, wurden erzeugt. Es wurde für jede der 4 Quellen eine Kanalverweilzeit von 100 s vorgegeben. Die Dosis in Punkt P1 wurde ausgehend von der Kalibrieraktivität zum Kalibrierzeitpunkt manuell berechnet und mit der Angabe aus BV verglichen.

Bei der manuellen Berechnung wurden die Werte der Anisotropiefunktion $F(r; \theta)$ aus Angelopoulos et al, MedPhys 27 (11), Table III, S. 2524 durch Interpolation mit *Mathematica*[®] ermittelt.

Bestrahlungsplan 1 zu ÖNORM S5296:2008, Bild 19 links			
	Einheit	Manuell berechnet	Angabe BV
r	cm	3.5355	
θ	°	90	
b	cm	3.54	
c	cm	3.54	
θ_1	°	85.96	
θ_2	°	94.04	
$g(r)$	1	1.0053	
$G(r; \theta)$	1	0.0799	
$F(r; \theta)$	1	0.999011	
Wire serial		02-07-0094-004-052809-10575-46	
Calibration activity	mCi		10575
Calibration date	dd.mm.yyyy hh:mm		28.05.2009 00:00
Calibration strength	cGy cm ² / h	42617.25	42617
Conversion factor	cGy cm ² / h / mCi		4.03
Dose rate constant			1.123
Half life	d		73.83
Treatment date	dd.mm.yyyy hh:mm		10.09.2009 00:00
Days of decay	d	105	
Treatment activity	mCi	3946.024	3946.02
Treatment strength	cGy cm ² / h	15902.383	15902
Dwell time per source	s		100
Number of sources	1		4
Total dwell time	s		400
Dosis in Punkt P1	Gy	1.592	1.591
Abweichung ΔD	%	-0.04	



Bestrahlungsplan 2 zu ÖNORM S5296:2008, Bild 19 rechts			
	Einheit	Manuell berechnet	Angabe BV
r	cm	3.5355	
θ	°	135	
b	cm	3.36	
c	cm	3.72	
θ_1	°	131.99	
θ_2	°	137.73	
$g(r)$	1	1.0053	
$G(r,\theta)$	1	0.0801	
$F(r,\theta)$	1	0.976826	
Wire serial		02-07-0094-004-052809-10575-46	
Calibration activity	mCi		10575
Calibration date	dd.mm.yyyy hh:mm		28.05.2009 00:00
Calibration strength	cGy cm ² / h	42617.25	42617
Conversion factor	cGy cm ² / h / mCi		4.03
Dose rate constant			1.123
Half life	d		73.83
Treatment date	dd.mm.yyyy hh:mm		10.09.2009 00:00
Days of decay	d	105	
Treatment activity	mCi	3946.024	3946.02
Treatment strength	cGy cm ² / h	15902.383	15902
Dwell time per source	s		100
Number of sources	1		4
Total dwell time	s		400
Dosis in Punkt P1	Gy	1.561	1.560
Abweichung ΔD	%		-0.09



Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Hinreichende Übereinstimmung zwischen der vom Planungssystem ausgegebenen und der manuell berechneten Punktdosis in P1	ja

7.3.4 Radioaktiver Zerfall während der Bestrahlung

Zwei Bestrahlungspläne mit jeweils einer Halteposition wurden erzeugt. Die Verweilzeiten t_1 und t_2 wurden als Bruchteile k_1 und k_2 der Halbwertszeit T vorgegeben,

$$t_1 = k_1 \cdot T, \quad t_2 = k_2 \cdot T$$

und das Verhältnis D_2/D_1 der Dosiswerte am Punkt (1,0,0) berechnet. Im Falle einer Berücksichtigung des Zerfalls während der Bestrahlung sollte das Verhältnis

$$\frac{D_2}{D_1} = \frac{1 - e^{-k_2 \ln 2}}{1 - e^{-k_1 \ln 2}} = 1.933033 \quad \text{für} \quad k_1 = 0.1, \quad k_2 = 0.2$$

betragen.

Die Prüfung wurde außer Konkurrenz durchgeführt, da die Halbwertszeit von ^{192}Ir so lange ist, dass sie für den Zeitraum der Bestrahlung in guter Näherung als konstant angenommen werden kann. Der radioaktive Zerfall während der Bestrahlung müsste daher von BV nicht korrigiert werden.

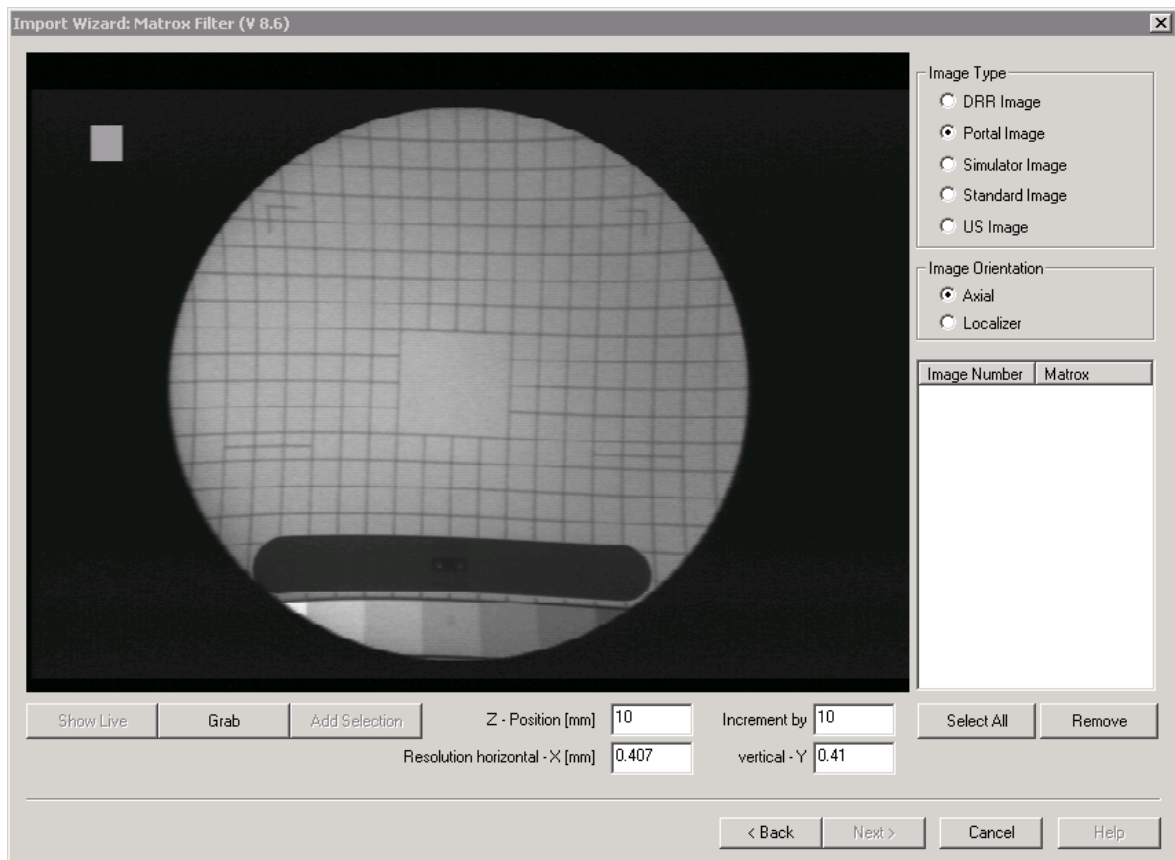
Plan-ID	7.3.4 D1	7.3.4 D2
Verweilzeit	7.383 d	14.766 d
Dosis in Punkt (1,0,0)	79955.824 Gy	154557.245 Gy
Quotient	1.933033	

Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Berücksichtigung des radioaktiven Zerfalls während der Bestrahlung	ja

7.4 Geometrische Rekonstruktion

In diesem Abschnitt wird auch die Prüfung nach 5.2.2 ("Geometrie") durchgeführt.

Fall A (Bestrahlungsplanung auf Basis (orthogonaler) C-Bogen-Aufnahmen): Die am C-Bogen erzeugten Bilddaten wurden beim Einlesen der C-Bogen-Livebilder in BV (siehe Screenshot) durch die Angabe der horizontalen und vertikalen Pixelgröße skaliert.



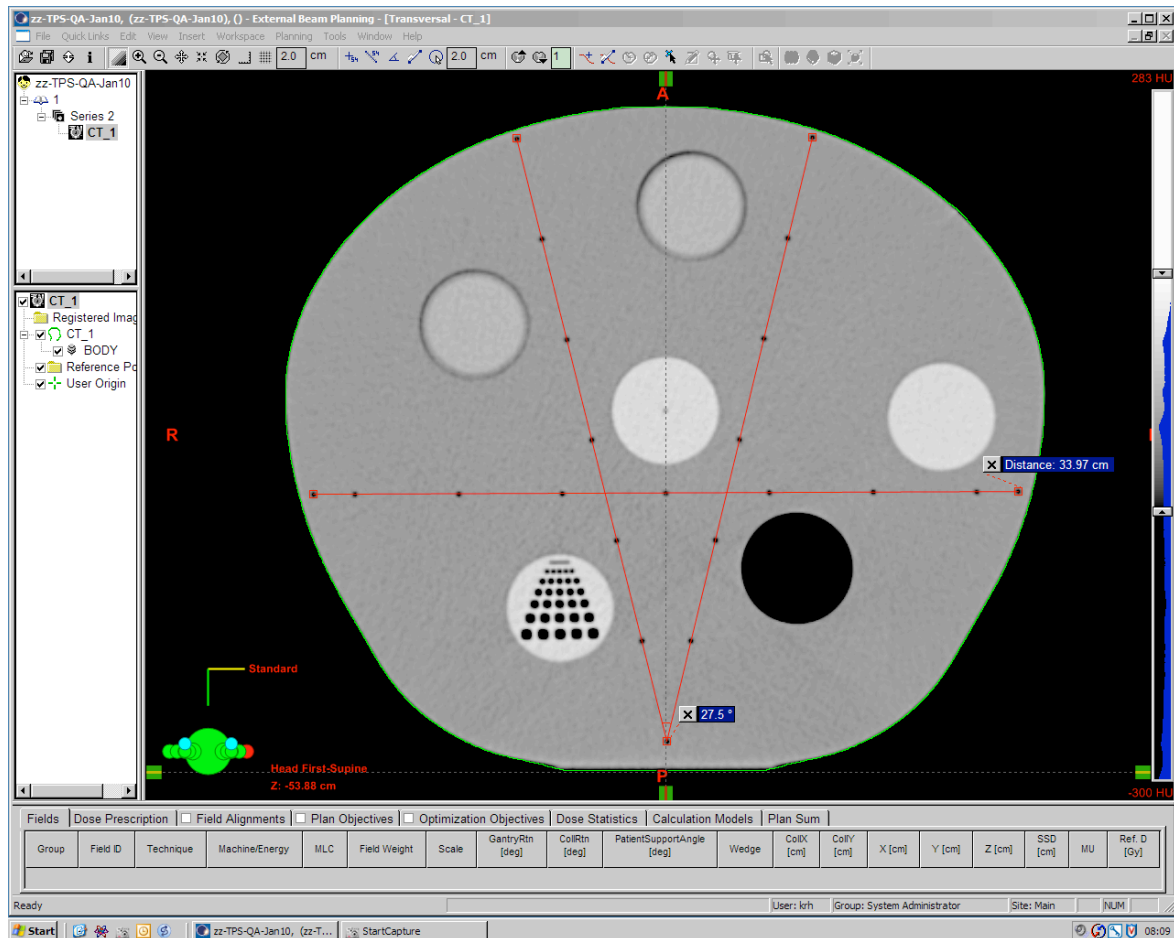
Mit der Pixelkalibrierung $X=0.407$ mm (horizontal) und $Y=0.41$ mm (vertikal) wird gewährleistet, dass die Maske des Bildverstärkers in BV rund erscheint und gemessene Längen mit Längen auf der Oberfläche des Bildverstärkers (aufgelegtes Röntgenlineal) einigermaßen übereinstimmen. Der am Bild sichtbare BV-Durchmesser beträgt dann 20.5 - 20.7 cm.

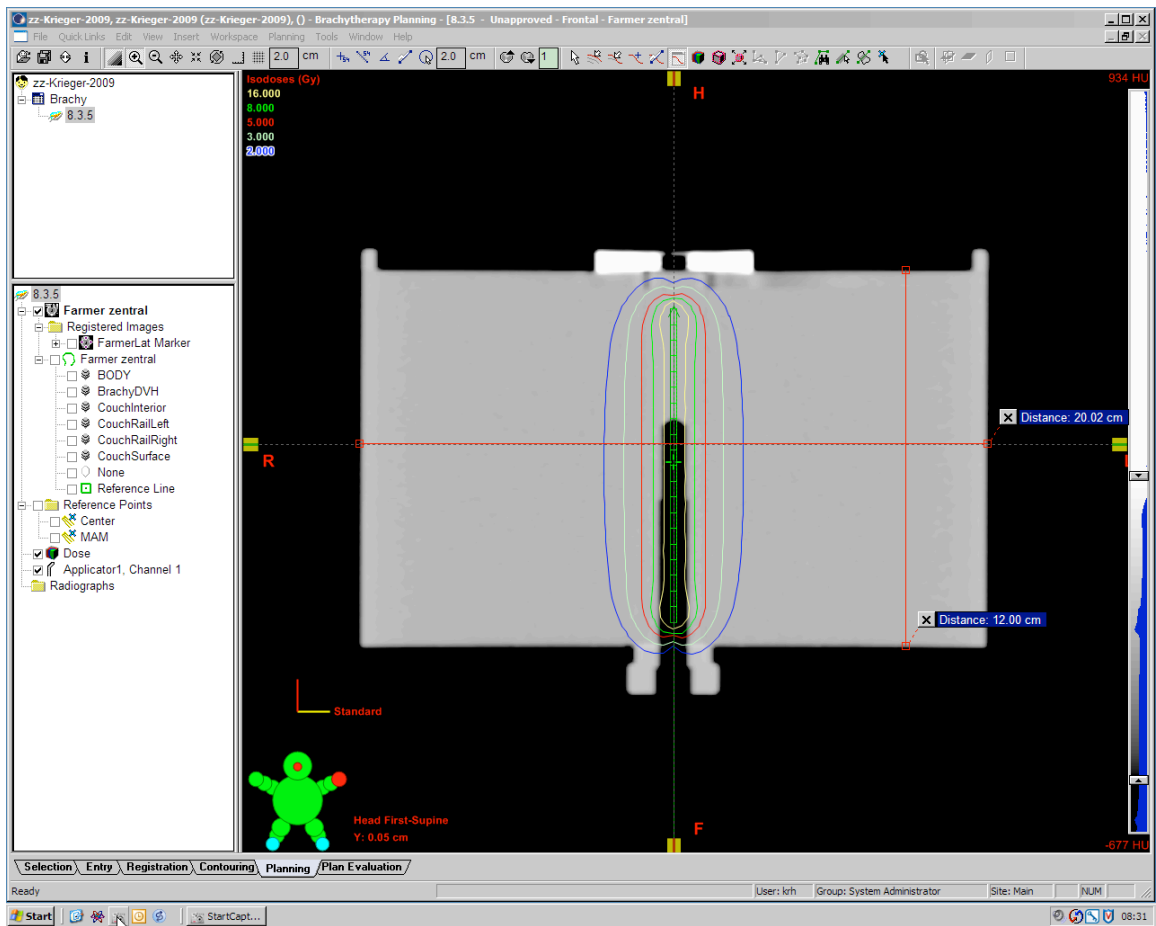
Hinsichtlich der Genauigkeit der Geometrie ("Geometrische Rekonstruktion") sind die Verzerrungen aber derart ausgeprägt, dass die Bilder nur zur qualitativen Beurteilung (z.B. relative Lage von Applikator und Anatomie), nicht aber für die 3D-Bestrahlungsplanung geeignet sind (siehe Ergebnisse eines ESTRO-Audits weiter unten).

Fall B (Brachy-Planung auf Basis von CT-Bildern): Für die Prüfung wurde ein zylindrisches PMMA-Phantom (Krieger-Phantom mit der Höhe von 12 cm und einem Zylinderdurchmesser von 20 cm, ID: zz-Krieger-2009) mit einer Schichtdicke von 1 mm gescannt und in BV importiert. Die Geometrie wurde korrekt übertragen.

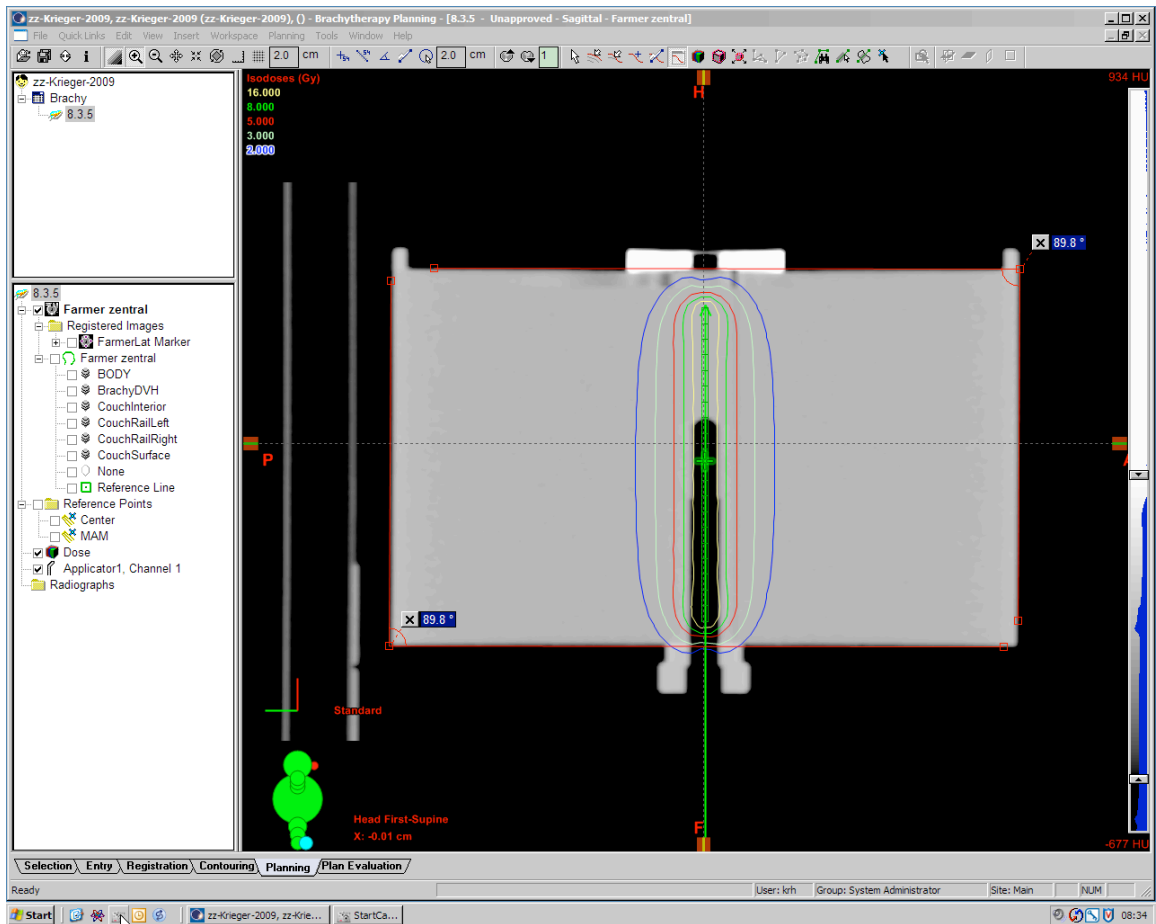
Anmerkung 1: der Bildstapel weist eine geringfügige Scherung auf (siehe nächste Seite).

Anmerkung 2: Die Kontrolle der Geometrie ist Teil der monatlichen Konstanzprüfung von Eclipse nach S5295 (siehe Screenshot des Ximatron-CT-Performance-Phantoms).

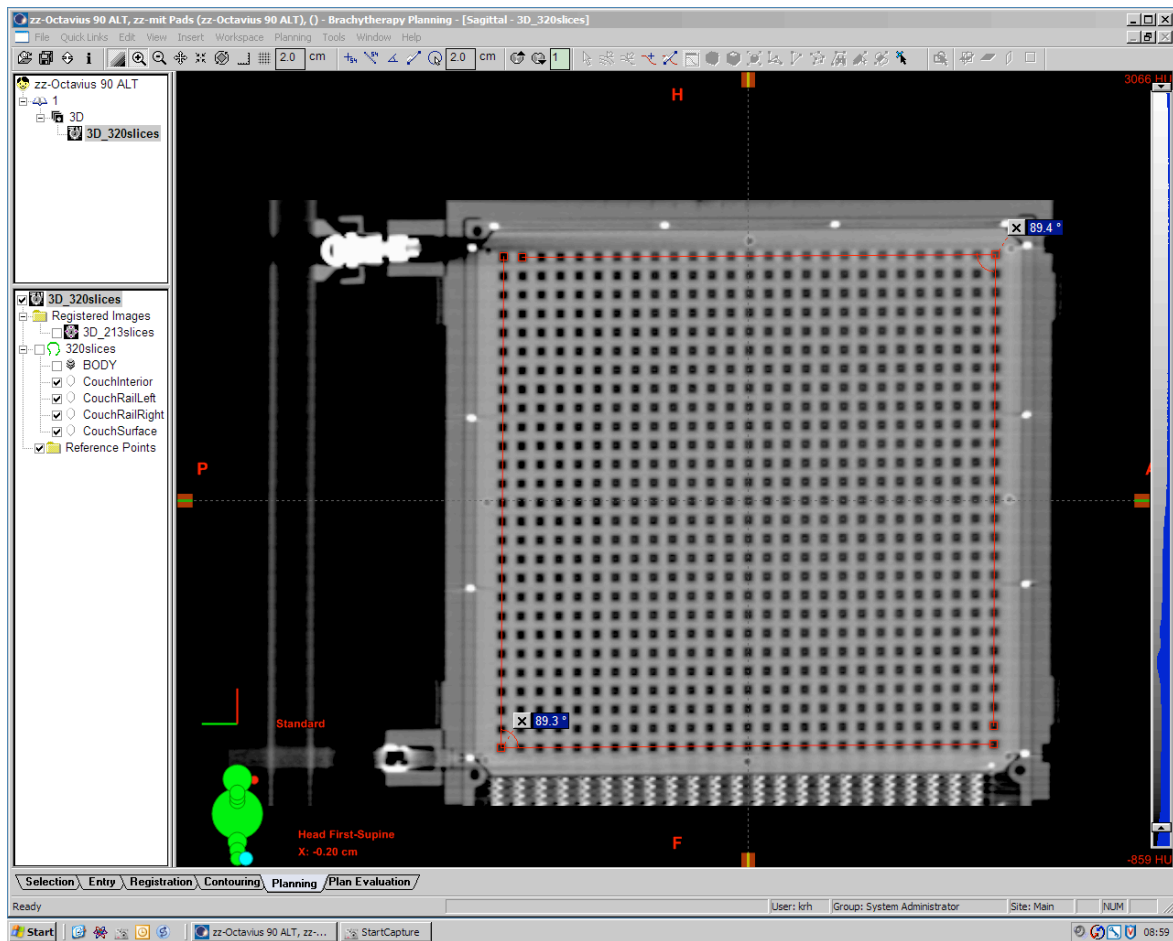




Bei rekonstruierten Sagittalschnitten ist eine leichte parallelogrammartige Verzerrung (Schering des Bildstapels) messbar (Abweichung vom rechten Winkel: 0.2°):



Das Ausmaß der Verzerrung ist vom Gewicht des Phantoms (und damit des Patienten) abhängig und kann mit dem größeren Octavius-Phantom (Masse: 36 kg) 0.6 - 0.7° erreichen:



Grund für die Verzerrung ist möglicherweise die mit zunehmendem longitudinalem Tischverschub größer werdende Tischabsenkung des CT-Scanners (Siemens Somatom Sensation Open, Bj. 2008) in der Bildebene. Die Ursache liegt offenbar nicht im Planungssystem.

Ergebnisse eines ESTRO-Audits zur geometrischen Rekonstruktion

C-Bogen: Im Rahmen eines BRAPHYQS-Audits der ESTRO wurde 2003/04 festgestellt, dass bei der Rekonstruktion eines Würfels von 12 cm Kantenlänge, der Stahlkugeln enthält (Baltas-Phantom), die Genauigkeit der geometrischen Rekonstruktion mit Hilfe des C-Bogens im "emergency level" liegt (emergency level: mean deviation $> \pm 2.0$ mm oder $\Delta > \pm 3.0$ mm). Es wurde davon abgeraten, den C-Bogen für 3D-Planungszwecke einzusetzen.

CT: Im selben BRAPHYQS-Audit wurde die Rekonstruktion auf Basis von CT-Bildern als optimal beurteilt (optimal level: mean deviation $< \pm 0.5$ mm und $\Delta < \pm 1.0$ mm).

BRAPHYQS-Parameter	C-Bogen	CT
Mean deviation [mm]	-1.63	0.05
Standard deviation of the mean [mm]	0.89	0.18
Maximum deviation observed in 300 distances [mm]	4.14	0.70
Confidence limit, $\Delta = \text{mean deviation} + 2 \text{ SD}$	3.41	0.40

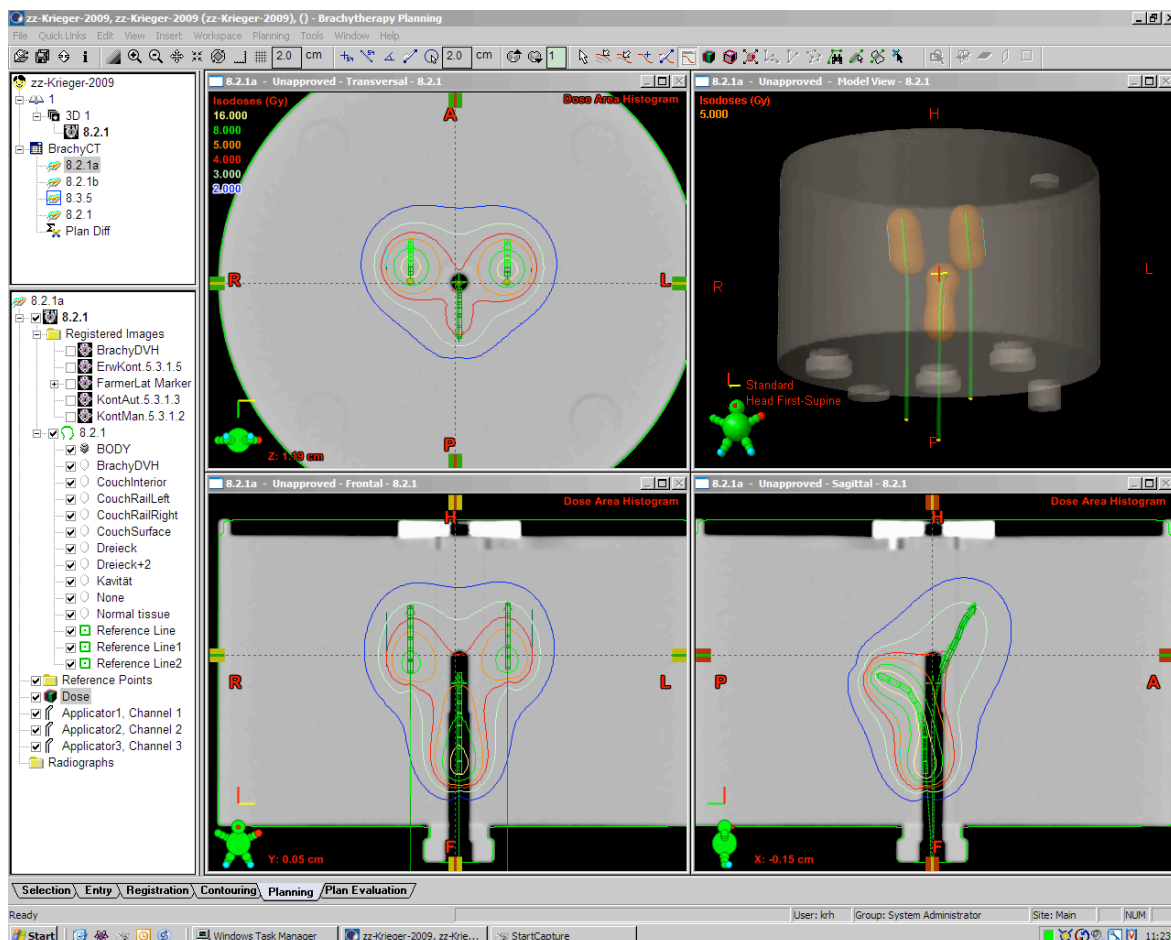
Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Korrekte Übertragung der Geometrie, Hinreichend genaue geometrische Rekonstruktion	C-Bogen: nein; die Bilder sind nur zur qualitativen visuellen Beurteilung geeignet CT: ja

8 Planauswertung

8.2 Darstellung der Dosisverteilung

8.2.1 Darstellung der Dosis als Punktdosis, Isodosenlinien und Isodosenflächen

Es wurden am Phantom (ID: zz-Krieger-2009) mehrere Pläne erzeugt (Course: BrachyCT, Pläne 8.2.1, 8.2.1a, 8.2.1b) und die Isodosendarstellung in den 2D-Ansichten (Punktdosis, Isodosenlinien, Dose Color Wash) sowie im Model View hinsichtlich der Konsistenz überprüft.



Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Konsistente Darstellung der Dosisverteilung	ja

8.2.2 Normierung der Dosisverteilung

Es wurden am Phantom (ID: zz-Krieger-2009) mehrere Pläne erzeugt (Course: BrachyCT, Pläne 8.2.2_NP1, 8.2.2_mean, 8.2.2_min, 8.2.2_line1, 8.2.2_point) und folgende Normierungsmethoden überprüft:

- Normierung auf einen Normierungspunkt,
- Normierung auf die mittlere Dosis im Zielgebiet (Target Mean),
- Normierung auf das Minimum im Zielgebiet,
- Normierung auf eine Referenzlinie, sowie
- Normierung auf einen Punkt.

Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Korrekte Darstellung der Dosisverteilung bei verschiedenen Methoden der Plannormierung	ja

8.2.3 Symmetrie der Dosisdarstellung

Im Phantom wurde eine lineare Quellenverteilung eingegeben und die Dosisverteilung berechnet. Die radiale Distanz von Isodosen auf gegenüberliegenden Seiten der Quellenverteilung (links/rechts, dorsal/ventral) wurde gemessen und verglichen.

Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Korrekte Darstellung bei symmetrischen Dosisverteilungen	ja

8.3 Dosis-Volumen-Histogramme

8.3.1 Volumenberechnung

Die Volumenberechnung wurde bereits in 5.3.1.1 bis 5.3.1.3 überprüft.

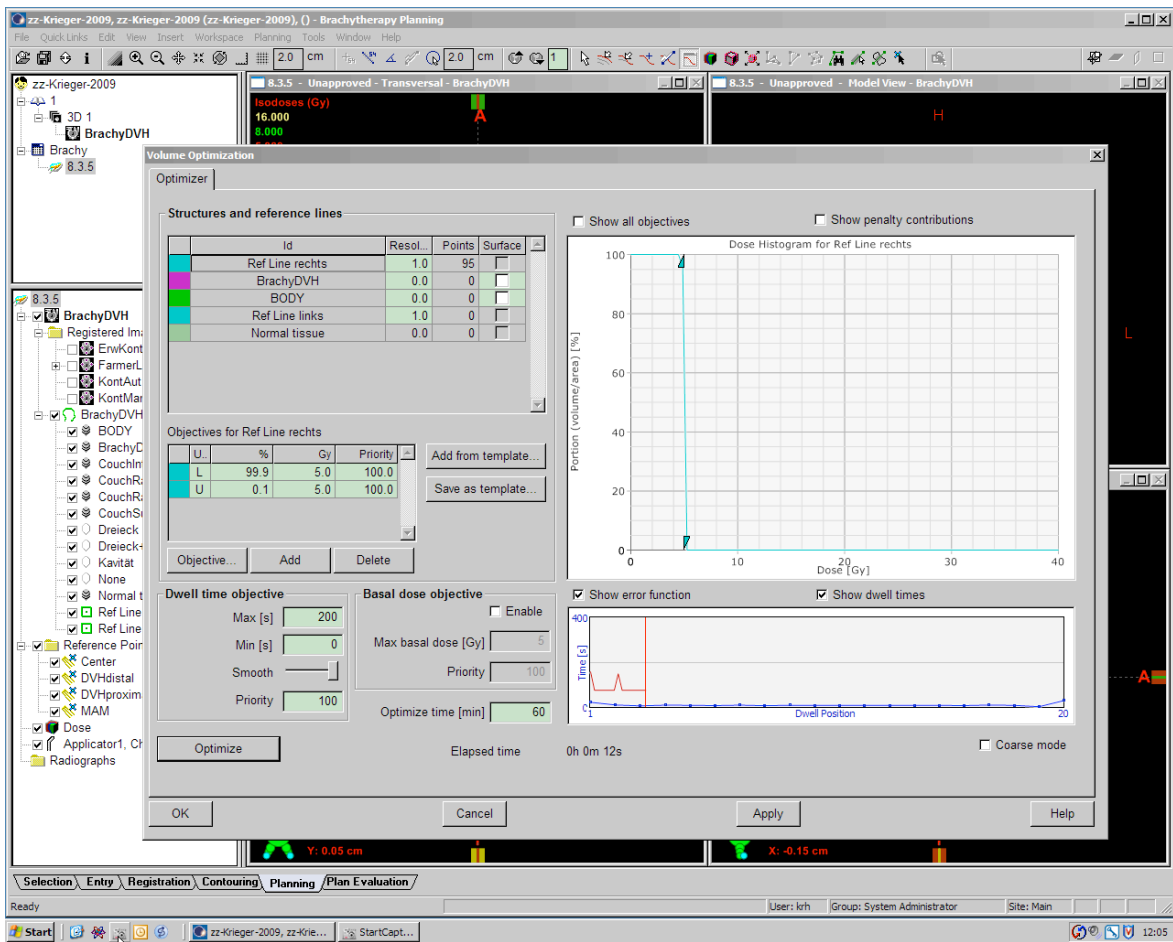
8.3.2 Darstellung der Dosis-Volumen-Histogramme

Im Phantom (ID: zz-Krieger-2009, Structure Set: BrachyDVH) wurde eine lineare Quellenverteilung von 10 cm Länge eingegeben (Plan: 8.3.5). Das Zielvolumen *BrachyDVH* wurde als High Resolution Segment normgemäß auf der rechten Seite des Strahlers eingezeichnet (Sollvolumen: 5 cm³, Istvolumen: 4.95 cm³).

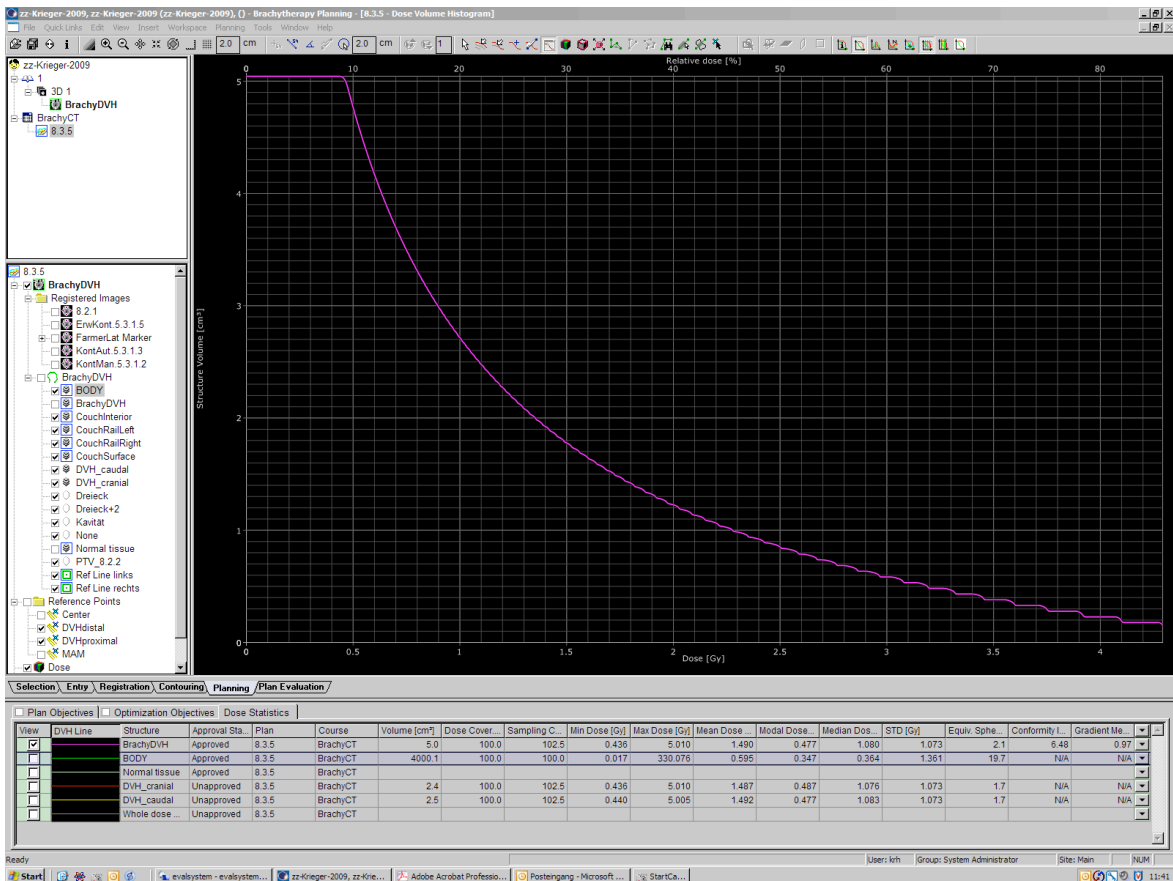
Eine Referenzlinie (*Ref Linie rechts*) in 1 cm Abstand von der Quellverteilung auf der Seite des BrachyDVH-Volumens, somit zusammenfallend mit der proximalen Kante desselben, wurde eingezeichnet (Befehl *Reference Line at Distance*).

Eine analoge Referenzlinie (*Ref Linie links*) wurde in 1 cm Abstand links vom Strahler eingezeichnet, um die Optimierung zu unterstützen.

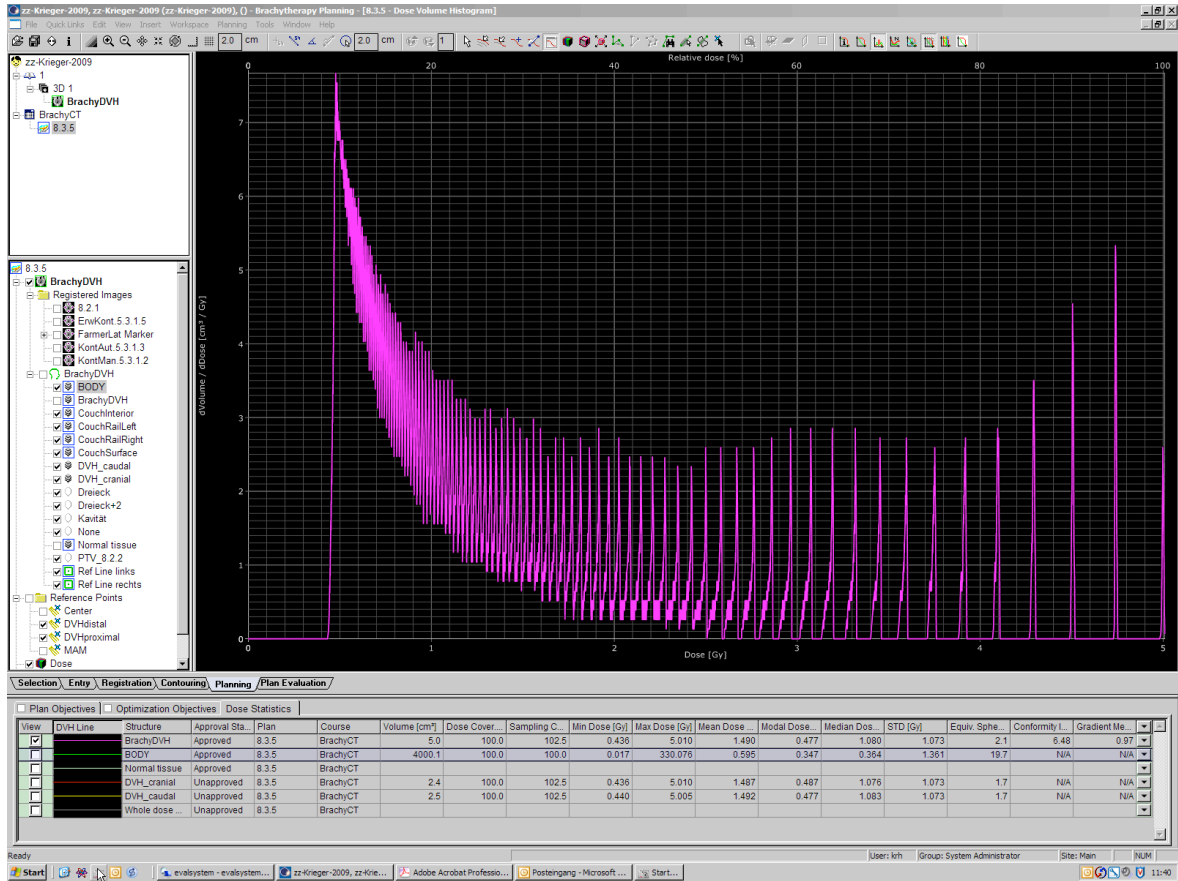
Die Verteilung der *Dwell Times* wurde mittels *Volume Optimization* mit der Vorgabe optimiert, dass auf den beiden Referenzlinien eine Dosis von 5 Gy erreicht wird. Der folgende Screenshot zeigt die Optimierungsphase:



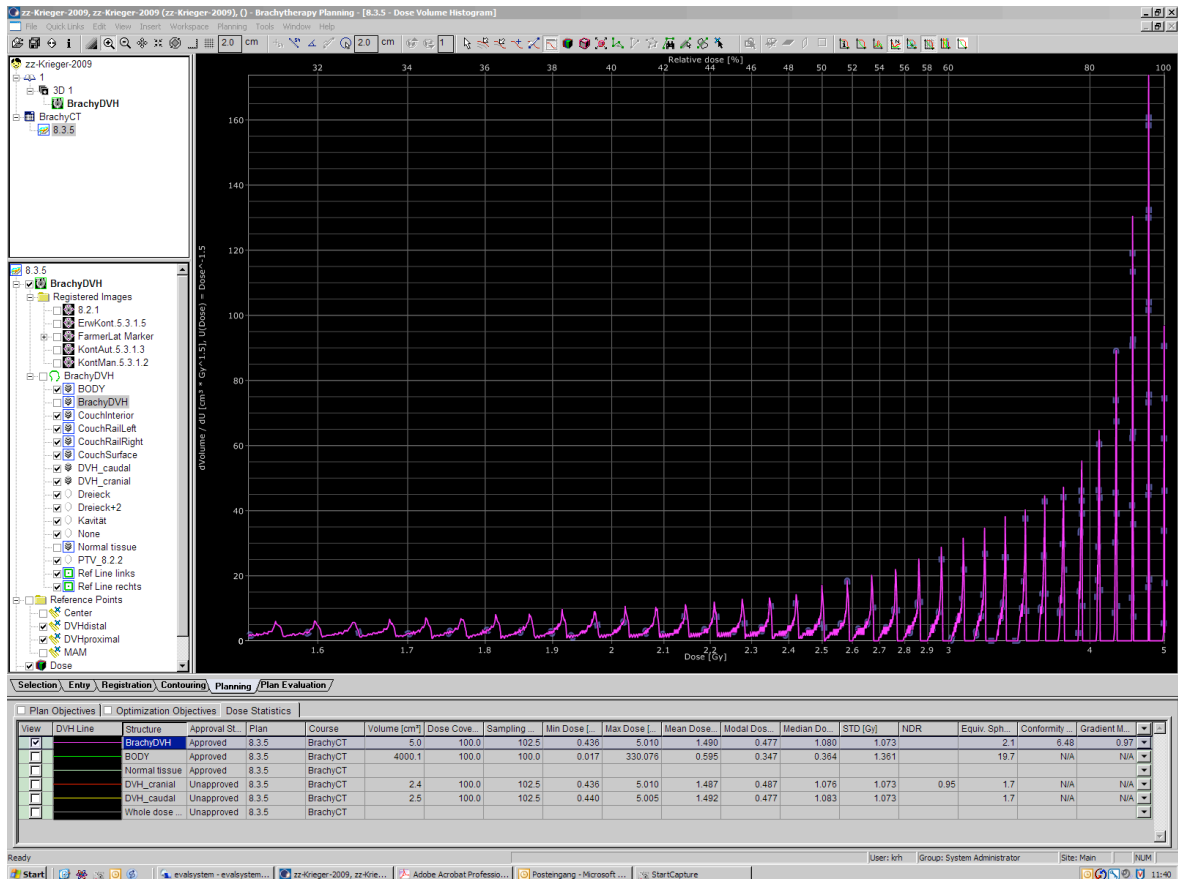
Es gibt drei Arten der DVH-Darstellung: *Cumulative Graph*,



Differential Graph,



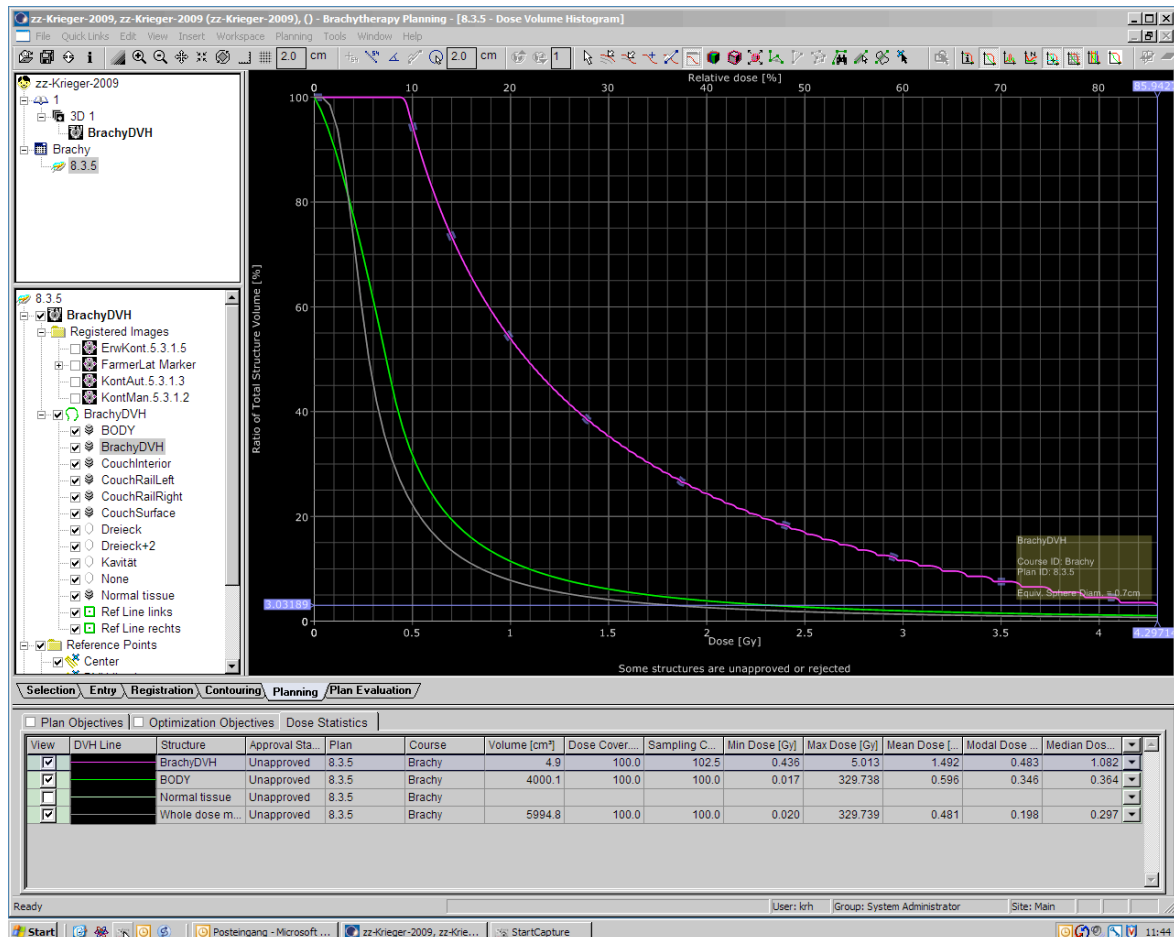
Natural Graph (logarithmische Darstellung):



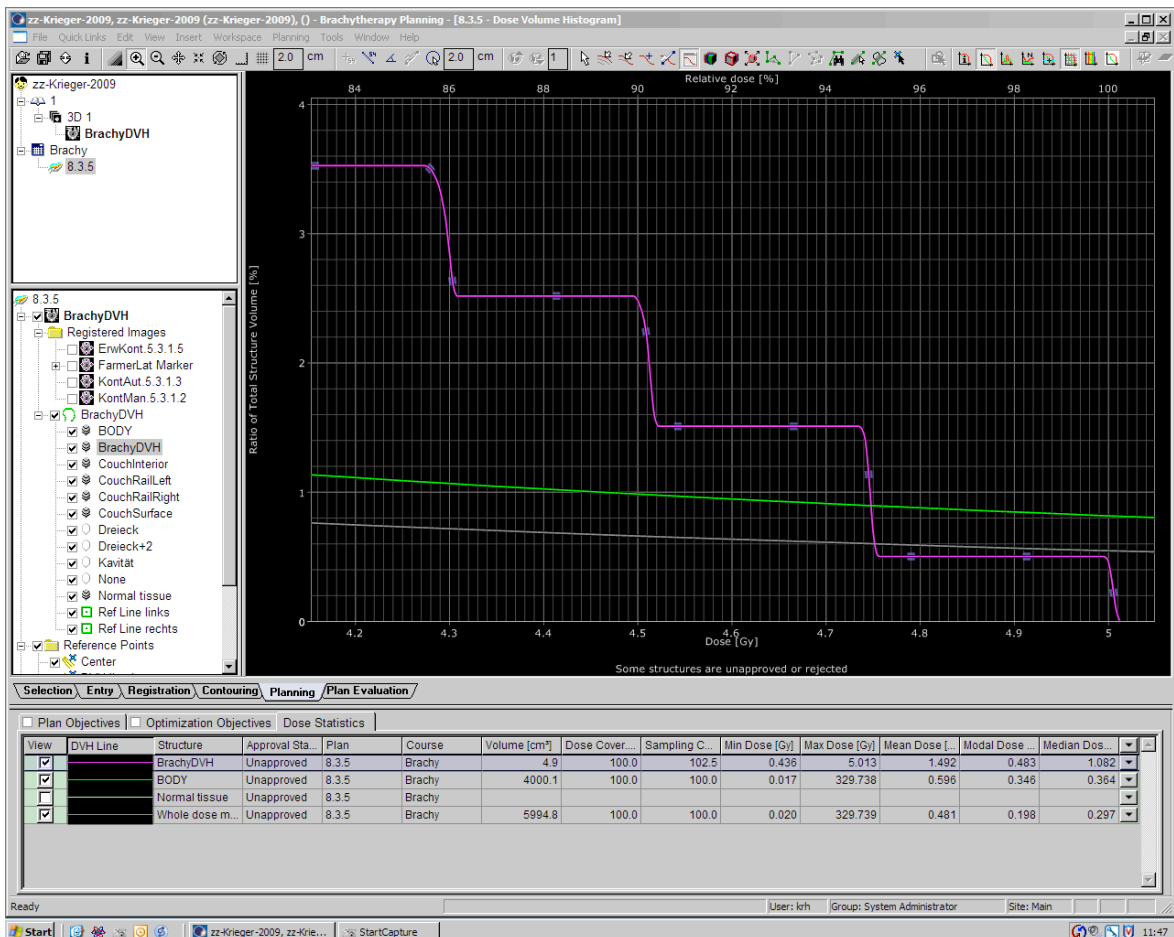
Bei kleinen Volumina ist durch die scheinbare "Quantisierung" der Energiewerte (möglicherweise ein Rechenartefakt) nur die Darstellung als Cumulative Graph brauchbar. Siehe für größere Volumina den Screenshot eines differenziellen DVH in 8.3.4.

Anforderungen 2 und 3 sind erfüllt. Beim Wechsel zwischen Relativ- und Absoluteinheiten, Wechsel der Normierungsmethode etc. ist allerdings regelmäßig die Funktion *Zoom Reset* zu verwenden, da die Größe des Darstellungsbereichs nicht immer korrekt upgedated wird (es entsteht allerdings nie Darstellungsinconsistenz).

Manchmal hilft aber auch *Zoom Reset* nicht: Im folgenden Beispiel wird der Hochdosisbereich trotz *Zoom-Reset* nicht dargestellt. Obwohl im Volumen *BrachyDVH* Dosiswerte bis 5 Gy vorkommen, endet die Dosiskala im DVH bei ca. 4.3 Gy:



Es ist aber möglich, mit dem *Pan*-Werkzeug sowie *Zoom Region* den DVH-Bereich bei höheren Dosiswerten herauszuzoomen:

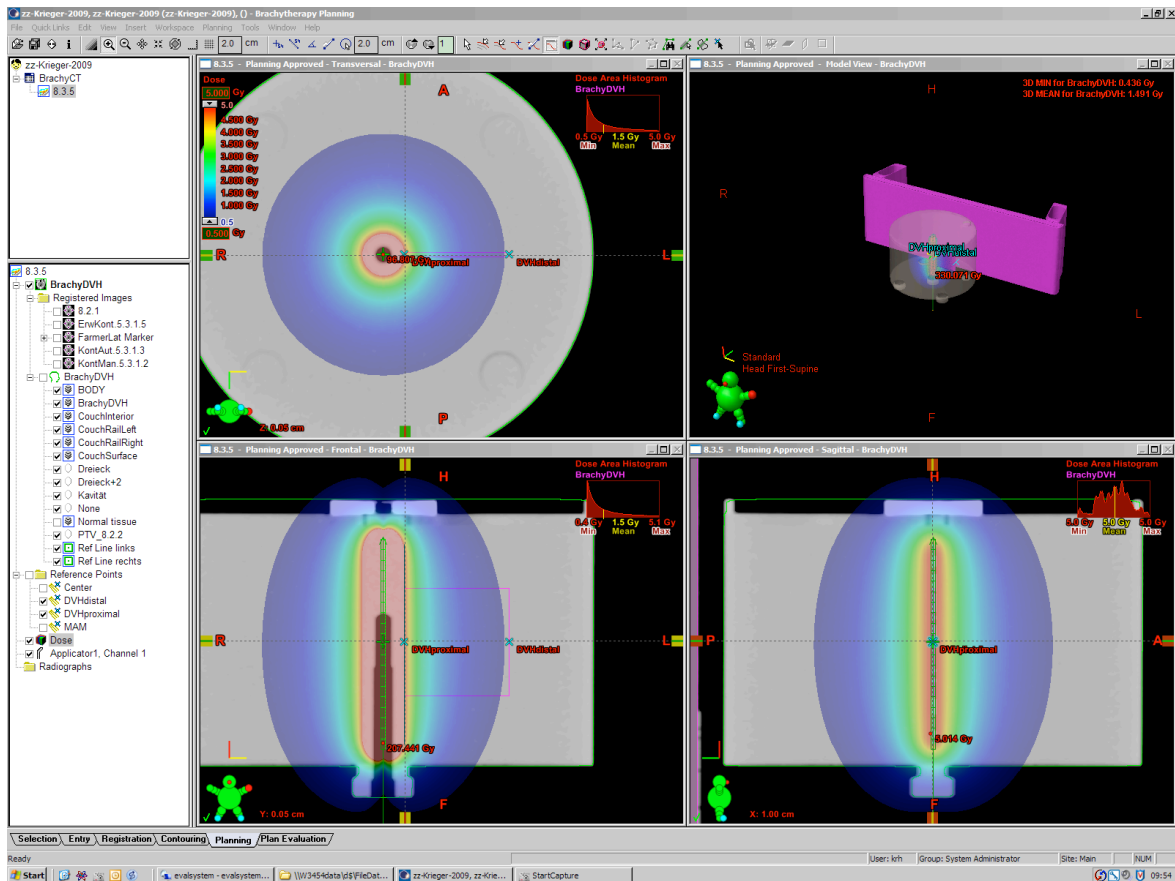


Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Konsistenz zwischen den verschiedenen Arten von Dosis-Volumen-Histogrammen	ja; differenzielles und natürliches DVH sind bei kleinen Volumina unbrauchbar
Korrekte Darstellung bei Änderung der Normierungsmethode	ja
Korrekte Darstellung bei Wechsel zwischen Relativ- und Absoluteinheiten	ja

8.3.3 Darstellung der Dosis-Flächen-Histogramme

Für Plan 8.3.5 wurde in den Fenstern der drei Hauptebenen das jeweilige Dosis-Flächen-Histogramm für das Volumen BrachyDVH eingeblendet (siehe das folgende Bild) und auf Konsistenz geprüft.

Die Farbskala der Color-Wash-Darstellung reicht von 0.5 Gy bis 5.0 Gy. Insgesamt erscheint die Anzeige konsistent und plausibel.



Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Konsistente Darstellung von Dosis-Flächen-Histogrammen und Isodosen	ja

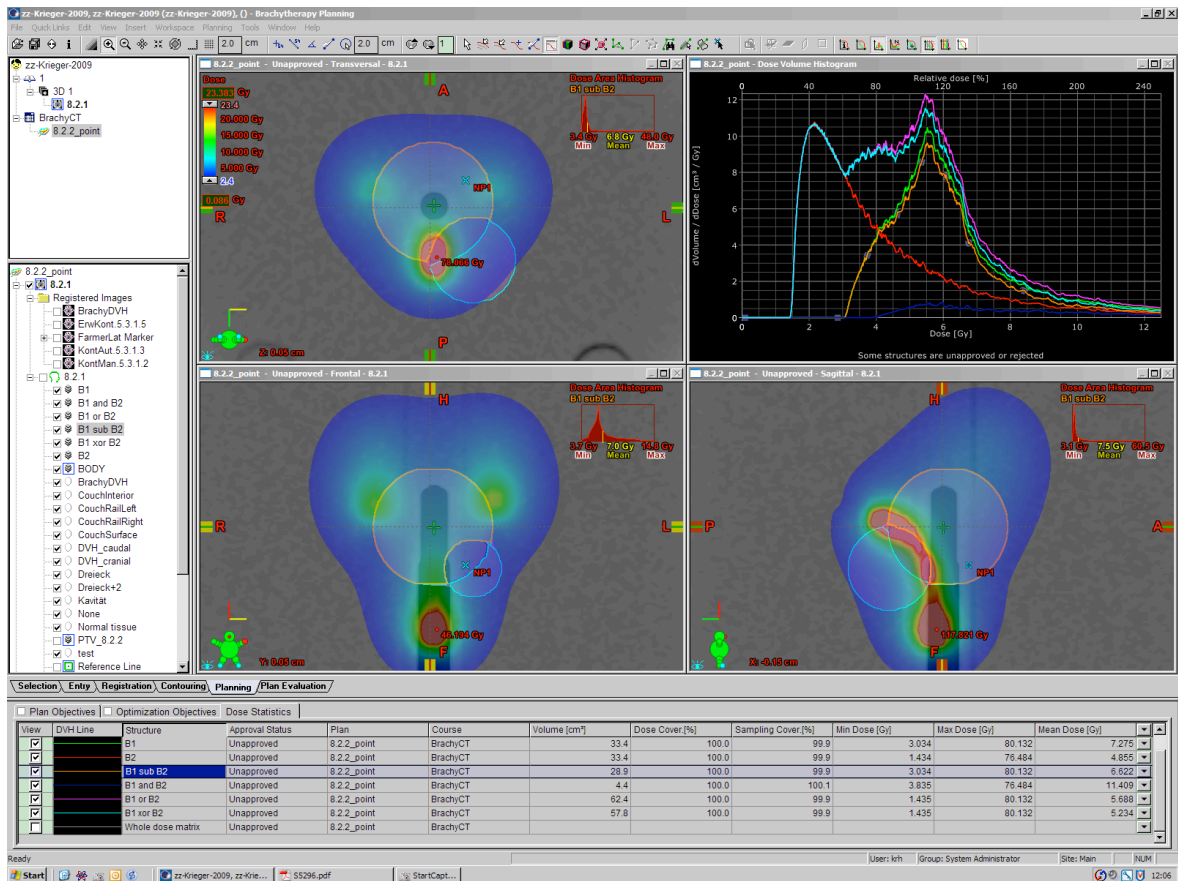
8.3.4 Kombination von Strukturen mittels Boolescher Algebra

Im Structure Set BrachyDVH wurden weitere Strukturen definiert, die z.B. das Volumen BrachyDVH aus zwei Teilen (DVH_cranial und DVH_caudal) aufbauen. Für Plan 8.3.5 wurden die DVH für diese Strukturen berechnet und auf Konsistenz überprüft.

Im Structure Set 8.2.1 wurden zwei sphärische, einander teilweise überlappende Strukturen B1 und B2 erzeugt und daraus mittels Boolesche Algebra die Strukturen

- B1 and B2
- B1 or B2
- B1 xor B2
- B1 sub B2.

Für den Plan 8.2.2_point (siehe in folgendem Bild das differenzielle DVH rechts oben) wurden die DVH aller Strukturen auf Konsistenz geprüft.



Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Korrekte Berechnung der DVH für mittels Boolescher Algebra definierte kombinierte Strukturen	ja

8.3.5 Statistische Maßzahlen

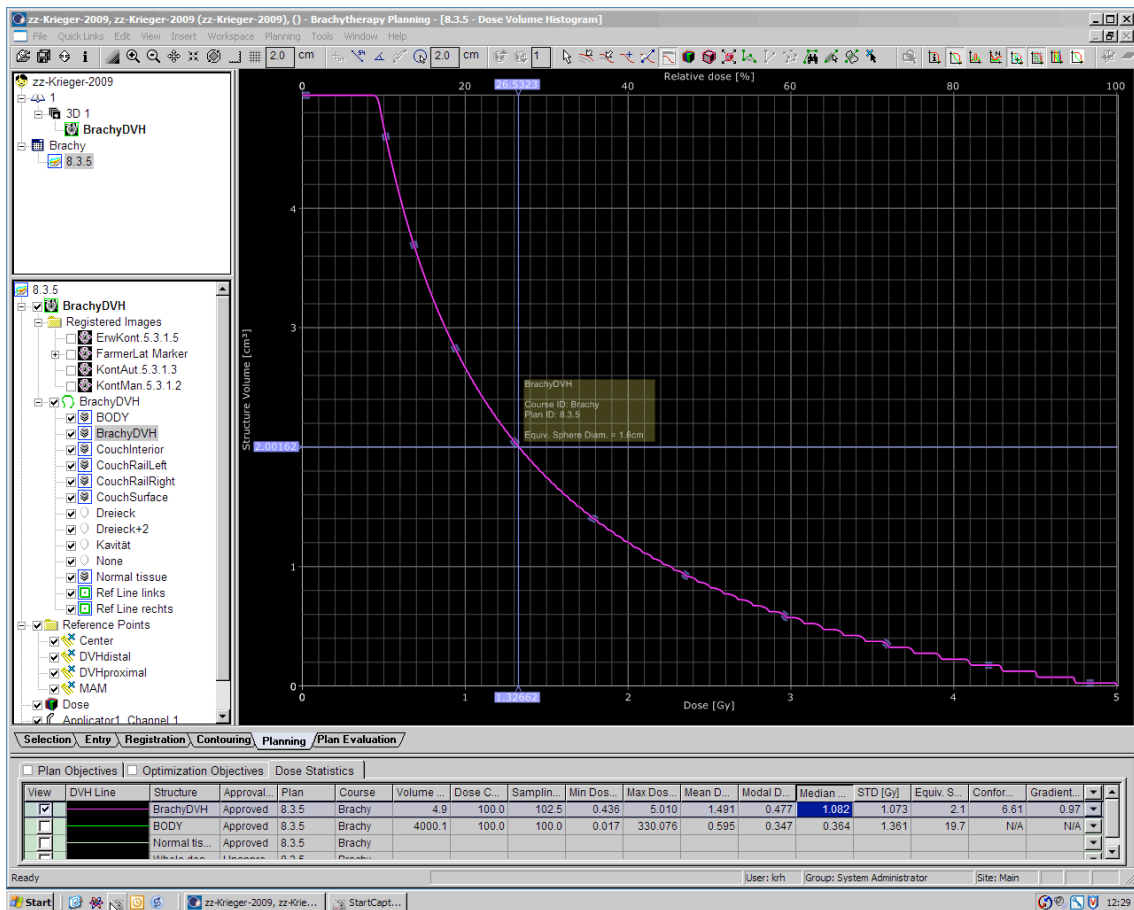
Für das Volumen BrachyDVH in Plan 8.3.5 ergeben sich folgende Werte:

Volume [cm³]	Dose Coverage	Sampling Coverage	Min. Dose [Gy]	Max. Dose [Gy]	Mean Dose [Gy]	Modal Dose [Gy]	Median Dose [Gy]	STD [Gy]	Equiv. Sphere Diam. [cm]	Conformity Index	Gradient Measure [cm]
4.9	100 %	102.5 %	0.436	5.01	1.491	0.477	1.082	1.073	2.1	6.61	0.97

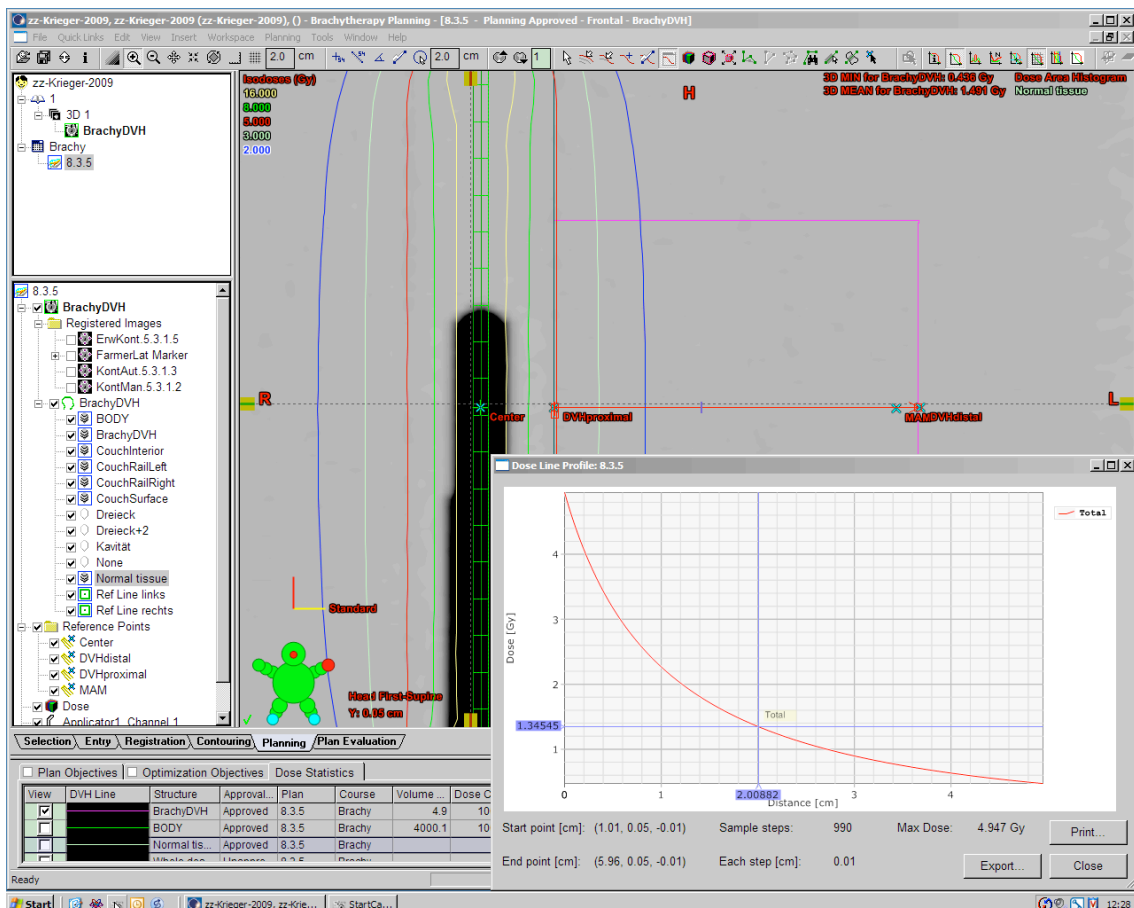
Durch die Tatsache, dass das Testvolumen eine Dicke von 0.2 cm und eine Ausdehnung entlang der Quellverteilung von 5 cm aufweist, kann der Verlauf des DVH mit dem eines linearen Dosisprofils verglichen werden, wenn das DVH in absoluten Volumseinheiten dargestellt wird.

Im Linienprofil entspricht die Dosis in 2 cm Abstand von der proximalen Wand des Volumens der DVH-Dosis bei 2 cm³.

Im folgenden Bild ist ersichtlich, dass die Dosis im DVH bei 2 cm³ ca. 1.33 Gy beträgt:

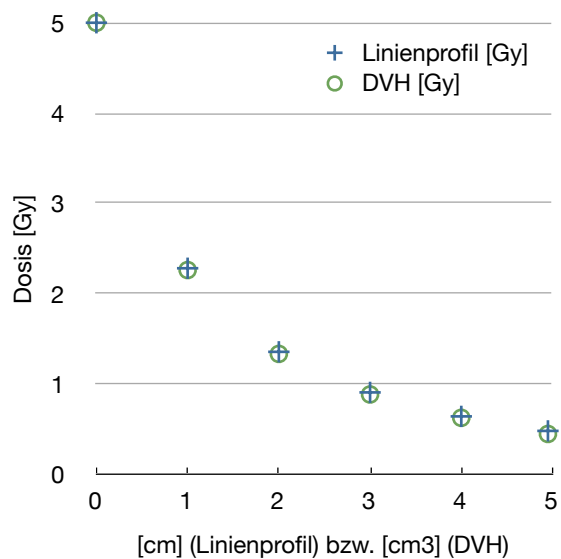


Dem entspricht der Dosiswert 1.35 Gy gemessen in 2 cm Abstand von der proximalen Kante des Volumens (3 cm Abstand vom Strahler):



Für eine Reihe von Abständen bzw. Volumswerten wurde der Dosisvergleich durchgeführt:

cm / cm3	Linienprofil [Gy]	DVH [Gy]	Differenz [%]
0.00	5.00	5.00	0.0
1.00	2.28	2.26	-0.9
2.00	1.35	1.33	-1.7
3.00	0.90	0.88	-2.6
4.00	0.63	0.62	-2.5
4.95	0.47	0.44	-7.2



Die Übereinstimmung ist hinreichend genau, wenn man berücksichtigt, dass der Verlauf der Isodosen an der distalen (=rechten) Kante des Volumens nicht mehr parallel zur Kante verläuft. Siehe den Verlauf der 0.439 Gy-Isodose:

Es ist anzunehmen, dass die Übereinstimmung bei einer längeren Quellverteilung besser wäre.

Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Hinreichend genaue Anzeige der statistischen Maßzahlen	ja

8.4 Ausdruck in Papierform

Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Konsistenz zwischen Bildschirmdarstellung und Ausdruck	ja

9 Ausgabe

9.1 Bestrahlungsplanungs-Protokoll

Es wurde überprüft, ob alle in ÖVE/ÖNORM EN 62083, Abschnitt 12.2 festgelegten Angaben im Bestrahlungsplanungs-Protokoll enthalten sind, wie z.B.:

- Softwareversion
- Name und Kennung des Patienten
- Eindeutige Kennzeichnung des Strahlers
- Eindeutige Kennzeichnung von Gerätemodell, Brachytherapie-Strahlermodell, Patienten-Anatomiemodell und Bestrahlungsplan
- ...
- Kennung des Anwenders
- Name der den Bestrahlungsplan nachprüfenden Person etc.

Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Protokoll enthält alle in EN62083 festgelegten Angaben	ja

9.2 Datentransfer

Der Datentransfer von BrachyVision zum VariSource-Afterloader erfolgt "halbautomatisch" über Disketten.

Es wurden Bestrahlungspläne aus BrachyVision exportiert und an der VariSource-Konsole importiert. Durch Vergleich wurde der korrekte Datentransfer überprüft.

Anforderung gemäß ÖNORM S5296	Erfüllt?
Korrektur Datentransfer	ja

Damit sind alle für den klinischen Betrieb von BrachyVision relevanten Prüfungen nach ÖNORM S5296 bestanden. Das Planungssystem kann daher für den Patientenbetrieb freigegeben werden.

Datum: 30.März 2010

Unterschrift: H.Krauss