Anhang C

zum Abschlussbericht des UFO-Plan Vorhabens 3616S42330

"Europäische Empfehlungen für Anforderungen an medizinisch-radiologische Geräte (Radiation Protection 162) - Inhaltlicher Abgleich mit dem Deutschen untergesetzlichen Regelwerk"

Basis- und Gegenüberstellungstabellen der Strahlentherapie

Braunschweig, den 18.01.2017

Der Bericht gibt die Auffassung und Meinung des Auftragnehmers wieder und muss nicht mit der Meinung des Auftraggebers (Bundesminister für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit) übereinstimmen.

Inhaltsverzeichnis

Inhal	ltsverzeic	hnis	3					
C.1.	Gegenüberstellungstabellen							
	C.1.1.	Beschleuniger	4					
	C.1.2.	Simulatoren	15					
	C.1.3.	CT-Simulatoren	19					
	C.1.4.	Kobalt-60	21					
	C.1.5.	Röntgentherapie	25					
	C.1.6.	Brachytherapie	27					
	C.1.7.	Bestrahlungsplanung	33					
	C.1.8.	Dosimetriequipment	38					

C.1. Gegenüberstellungstabellen

C.1.1. Beschleuniger

Radiation Protection No. 162 4.2 Linear accelerators	Suspension level	DIN EN 60976:2011-02 (IEC 60976:2007) Elektronenbeschleuniger - Kennmerkmale		DIN 6847-5 :2013-10 Prüf- häufigkeit	DIN 687 Stereota DIN 687 Fluenzn	DIN 6875-2:2008-11 Stereotaktische Bestrahlung – Konstanzprüfung DIN 6875-4:2011-10 Fluenzmodulierte Strahlentherapie - Konstanzprüfung		
Uniformity of radiation fields		9	Feldausgleich					
X-radiation		9.1	Röntgenstrahlung		DIN 687	/5-4:2011-10	Prüfhäufigkeit	
Flatness of square X-ray fields (max/min ratio)	> 1.06 see IEC	9.1.1	Schwankungsbreite in der Dosisquer- verteilung von quadratischen Rönt- genstrahlungsfeldern	Jährlich	4.1.3	Konstanz der Dosis- querverteilung bei kleinen Dosismoni-	Jährlich	
Symmetry of square X-ray fields (max/min ratio)	> 1.03	9.1.3	Symmetrie quadratischer Röntgen- strahlungsfelder	Jährlich		torwerten		
Deviation of dose distribu- tion of square X-ray fields with angular positions	See IEC	9.1.2	Stabilität der Dosisquerverteilung von quadratischen Röntgenstrah- lungsfeldern bei verschiedenen Win- kelstellungen	Jährlich				
Maximum ratio of absorbed dose (beam flatness at dmax)	See IEC	9.1.4	Maximales Energiedosisverhältnis					

Wedge fields		9.1.5	Röntgenstrahlungsfelder mit Keilfil-					
			ter					
Maximum deviation of	2 %	9.1.5	Maximale Abweichung des Keilfilter-	Jährlich				
wedge factor with all angular			faktors	bzw.				
positions of the gantry and				Vierteljähr-				
beam limiting system				lich				
Maximum deviation of	2 °	9.1.5	Maximale Abweichung des Isodosen-					
wedge angle			Neigungswinkels					
IMRT	See IEC	9.1.6 &	Röntgenstrahlungsfelder bei IMRT					
		5.12	(Angaben nach 7, 8 und 9 für den					
			kleinsten und größten Dosismonitor-					
			wert)					
Electron radiation		9.2	Elektronenstrahlung					
Flatness of electron fields	See IEC	9.2.1	Schwankungsbreite in der Dosisquer-	Jährlich				
			verteilung von Elektronenstrahlungs-					
			feldern					
Maximum deviation of dose	3 %	9.2.2	Stabilität der Dosisquerverteilung	Jährlich				
distribution of electron fields			von Elektronenstrahlungsfeldern bei					
with angular position			verschiedenen Winkelstellungen					
Symmetry of electron fields	> 1.05	9.2.3	Symmetrie von Elektronenstrah-	Jährlich				
(max/min ratio)			lungsfeldern					
Maximum ratio of absorbed	1.09	9.2.4	Maximales Energiedosisverhältnis					
dose (max/min ratio)	See IEC							
		9.3	Halbschatten von Strahlungsfeldern	Vierteljähr-				
			für Röntgen- und Elektronenstrah-	lich				
			lung					
Dose monitoring system		7	Dosismonitorsystem					
Weekly calibration check	> 2 %			Vierzehn-	1			
				täglich				
Reproducibility	> 0.5 %	7.2	Reproduzierbarkeit	Jährlich	DIN 687	DIN 6875-4:2011-10		
Proportionality	> 2 %	7.3	Proportionalität	Jährlich	4.1.2	Proportionalität	Monatlich	

Dependence on angular po-	> 3 %	7.4	Abhängigkeit von Winkelstellungen	Jährlich		
sition of gantry and beam li-						
miting device						
Dependence on gantry rota-	E-Radiation:	7.5	Abhängigkeit von der Tragarmrota-	Jährlich		
tion	> 2 %		tion			
	X-Radiation:					
	> 3 %					
		7.6	Abhängigkeit von der Form des			
			Strahlenfeldes			
		7.7.1	Stabilität nach Applikation einer ho-			
			hen Energiedosis			
Stability throughout the day	> 2 %	7.7.2	Stabilität der Kalibrierung während	Jährlich		
			eines Tages			
		7.7.3	Stabilität der Kalibrierung während			
			einer Woche			

							1
Stability in moving beam ra-	See IEC	7.8	Stabilität bei der Bewegungsbestrah-	Halbjähr-			
diotherapy*			lung	lich			
			Falls der Drehwinkel des TRAGARMS				
			die BESTRAHLUNG abschaltet, die				
			maximale Differenz zwischen dem				
			ABLESEWERT des Dosismonitors und				
			dem Wert, berechnet aus dem Pro-				
			dukt des Einstellwertes der DO-				
			SISMONITOREINHEITEN je Win-				
			keleinheit und des vorgewählten Ro-				
			tationswinkelbereichs. Falls das DO-				
			SISMONITORSYSTEM die BESTRAH-				
			LUNG abschaltet, die maximale Dif-				
			ferenz in Grad zwischen dem durch-				
			laufenen Rotationswinkelbereich				
			und dem Rotationswinkelbereich,				
			berechnet aus dem Quotienten des				
			Einstellwertes des Dosismonitors				
			und dem Einstellwert der DOSISMO-				
			NITOREINHEITEN je Winkeleinheit.				
Depth dose characteristics		8	Tiefendosismerkmale				
X-radiation		8.1	Röntgenstrahlung				
Penetrative quality	> 3 % or 3	8.1.1	Tiefendosisdiagramme	Halbjähr-			
	mm		Durchdringungsvermögen	lich			
			Tiefe des Dosismaximums				
		8.1.2	Oberflächendosis	Halbjähr-	DIN 687	5-4:2011-10	
				lich			
Depth dose and profiles	> 2%	8.1.1	Tiefendosisdiagramme		4.1.3	Konstanz der Tie-	Jährlich
		8.1.3	Isodosendiagramme/Querprofile			fendosisverteilung	
						bei kleinen Do-	
						sismonitorwerten	

		8.1.4	Angaben nach 8.1.1, 8.1.2, 8.1.3 für			
			SRT oder SRS (kleine Felder)			
Electron radiation		8.2	Elektronenstrahlung			
Minimum depth of dose ma-	> 1 mm	8.2.1	Tiefendosisdiagramme			
ximum			Tiefe des Dosismaximums			
Ratio of practical range at	> 1.6	8.2.1	Tiefendosisdiagramme	Halbjähr-		
80% absorbed dose.			Quotient aus PRAKTISCHER REICH-	lich		
			WEITE und der Tiefe von 80 % der ENERGIEDOSIS			
Deviation of actual value of	> 3 %	8.2.1	Tiefendosisdiagramme	Halbjähr-		
penetrative quality	or 2 mm		Durchdringungsvermögen	lich		
Maximum relative surface	100 %	8.2.3	Oberflächendosis			
dose						
Stability of penetrative qua-	> 3 %	8.2.2	Stabilität des Durchdringungsvermö-			
lity	or 2 mm		gens			
Indication of radiation fields		10	Anzeige von Strahlungsfeldern			
X-radiation		10.1	Röntgenstrahlung			
Numerical field indication	> 3 mm	10.1.1	Numerische Feldgrößenanzeige	Halbjähr-		
	or 1.5%		Größte Differenz zwischen der nu-	lich		
			merischen Feldgrößenanzeige und			
			den Abmessungen des STRAH-			
			LUNGSFELDES			
Numerical field indication for	>3 mm	10.1.1	Numerische Feldgrößenanzeige			
MLCs	or 1.5%					
Light field indication	>2 mm	10.1.1.3	Prüfung Numerische Feldgrößenan-	Vierteljähr-		
	or 1%		zeige	lich		
Maximum distance between	2 mm	10.1.2	Lichtvisier	Vierteljähr-		
the centres of radiation and			Größter Abstand längs der Feldach-	lich		
light fields	1	I	I sen zwischen dem Lichtfeldrand und			
			Sen zwischen dem Elentrefarand and			

Maximum distance between	2 mm	10.1.2	Lichtvisier	Vierteljähr-			
the centres of radiation and			Größter Abstand längs der Feldach-	lich			
light fields for MLCs			sen zwischen dem Lichtfeldrand und				
			dem Strahlenfeldrand				
Maximum distance between	0.5 mm	10.1.2	Lichtvisier				
the centres of radiation and			Größter Abstand längs der Feldach-				
light fields for SRS/SRT			sen zwischen dem Lichtfeldrand und				
			dem Strahlenfeldrand				
Reproducibility	> 2 mm	10.1.3	Reproduzierbarkeit		DIN 687	5-2:2008-11	
			Variation der Größe des Röntgen-				
			strahlungs- u. Lichtfeldes				
Alignment of an SRS stere-	> 0.5 mm	10.1.4	Ausrichtung eines Stereotaktischen		7.2.1	Koordinatenbe-	Halbjährlich
otactic frame			Bezugssystems mit Stereotaktischen		10	stimmung	Halbjährlich
			Bezugspunkten		7.2.2	Systemtest	Jährlich
						Formstabilität	
		10.1.5	Führung des SRS-Röntgenstrahlen-				
			bündels				
Electron radiation		10.2	Elektronenstrahlung				
		10.2.1	Numerische Feldgrößenanzeige	Jährlich			
			Größte Differenz zwischen der nu-				
			merischen Feldgrößenanzeige und				
			den Abmessungen des STRAH-				
			LUNGSFELDES				
Light field indication	> 2 mm	10.2.2	Lichtvisier	Vierteljähr-			
			Größte Differenz zwischen der nu-	lich			
			merischen Feldgrößenanzeige und				
			den Abmessungen des LICHTFELDES				
Geometry of adjustable		10.3	Geometrie und Geschwindigkeit der				
BLDs			Bewegungen verstellbarer Blenden				
			für Röntgen- und Elektronenstrah-				
			lung				

Maximum angular deviation from parallelity of opposing edges	0.5 °	10.3.1	Maximale Winkelabweichung bezüg- lich der Parallelität gegenüber lie- gender Kanten	Jährlich			
Maximum angular deviation from orthogonality of ad- jacent edges	0.5 °	10.3.1	Maximale Winkelabweichung anei- nander stoßender Kanten vom rech- ten Winkel				
Maximum displacement of the radiation field from sym- metry when rotating the beam limiting system	2 mm	10.3.1	Für MLC: Maximaler Versatz des Strahlenfeldes bezogen auf den Nor- malen Bestrahlungsabstand, wenn der MLC um 180° gedreht wird	Jährlich			
		10.3.1	Minimaler Abstand gegenüberliegen- der Blendenelemente	Jährlich	DIN 687	5-4:2011-10	
		10.3.1	Positionierungsgenauigkeit der La- mellenblendenkanten	Jährlich	4.2.3	Positioniergenauig- keit der Lamellen	Monatlich
		10.3.1	Positionierungstoleranzen der La- mellenblendenkanten	Jährlich			
					4.2.2	Transmission	Jährlich
					4.2.4	Übereinstimmung der Nennfeldgröße mit der Dosimetri- schen Feldgröße	Halbjährlich
					4.2.5	Geschwindigkeit der Lamellen	Monatlich bzw. Jährlich
					4.2.6	Geschwindigkeits- änderung der La- mellen	Monatlich
Illuminance and penumbra of the light field		10.4	Beleuchtungsstärke und Halbschat- ten des Lichtfeldes				
Illuminance (minimum)	25 Lux	10.4.1	Mittlere Beleuchtungsstärke				
Edge contrast ratio (mini- mum)	4.0	10.4.1	Kontrast der Beleuchtungsstärken längs der angezeigten Feldränder				

		11	Anzeige des Zentralstrahls				
Indication of the radiation							
beam axis							
On entry		11.2	Anzeige auf der Strahleintrittsseite				
			des Patienten				
X-rays	> 2 mm	11.2	vom Zentralstrahl des Röntgenstrah-	Vierteljähr-			
			lenbündels	lich			
Electrons	> 4 mm	11.2	vom Zentralstrahl des Elektronen- strahlenbündels				
SRS	> 0.5 mm	11.2	für SRS-Röntgenstrahlenbündel				
On exit		11.3	Anzeige auf der Strahlaustrittsseite des Patienten				
X-rays	> 3 mm	11.3	vom Zentralstrahl des Röntgenstrah-				
CDC	> 0 5 mm		lenbundels				
SKS	> 0.5 mm						
		12	Isozentrum		DIN 687	5-2:2008-11	
Isocentre							
Maximum displacement of	2 mm	12.1	Abstand des Zentralstrahls vom Iso-	Jährlich	7.3.1.2	Radius der Isozent-	Monatlich
radiation beam axis from iso-			zentrum			rumskugel	
Machanical isocontro	> 1 mm						
Mechanicalisocentre	>100	_					
Indication of the isocentre	> 2 mm	12.2	Anzeige des Isozentrums	Vierteljähr- lich			
Indication of the isocentre	> 0.5 mm				7.3.1.3	Anzeige des Iso-	Wöchentlich
for SRS						zentrums	
Indication of distance along		13	Anzeige des Abstandes längs des				
the radiation beam axis			Zentralstrahls				
Maximum difference for iso-	2 mm	13.1	Anzeigevorrichtung	Vierteljähr-			
centric equipment			_	lich			
Maximum difference for	5 mm	13.2	Anzeigevorrichtungen für nicht-iso-				
non-isocentric equipment			zentrische Geräte				

		14	Nullpunkt der Winkelskalen			
Zero position of rotational						
scales						
Gantry rotation	> 0.5°	14.3.1	Tragarm-Rotationswinkel	Vierteljähr-		
				lich		
Roll and pitch of radiation	>0.1°	14.3.1	Neigung des Strahlerkopfes			
head		14.3.2	Kippung des Strahlenkopfes			
Rotation of beam limiting	> 0.5°	14.3.3	Rotation des Blendensystems	Vierteljähr-		
system				lich		
Isocentric rotation of the pa-	> 0.5°	14.3.4	Isozentrische Tischrotation	Jährlich		
tient support						
Table top rotation, pitch and	> 0.5°	14.3.4	Exzentrische Tischrotation	Jährlich		
roll		14.3.5	Tischneigung und Tischkippung			
Accuracy of rotation scales	> 0.5°					
	> 1 mm	15				
Congruence of opposed ra-			Kongruenz von Gegenfeldern			
diation fields						
		16	Bewegungen des Patiententisches			
Movements of the patient						
support						
Vertical movements	> 2 mm	16.2	Tischhöhenverschiebung			
			Maximale horizontale Tisch-Querver-			
			schiebung bei			
			Höhenverstellung			
		-	Genauigkeit der Anzeigen der linea-	Jährlich		
			ren Skala der Tischhöhenverschie-			
			bung			
Longitudinal and lateral mo-	> 2 mm	-	Genauigkeit der Anzeigen der linea-	Jährlich		
vements			ren Skalen der Längs- und Querver-			
			schiebung			
Isocentric rotation axes	> 2 mm	16.3	Isozentrische Tischrotation	Jährlich		
Parallelism of rotational axes	> 0.5°	16.4	Parallelität der Tischdrehachsen	Jährlich		

Longitudinal rigidity	> 5 mm	16.5.1	Stabilität des Tisches in Längsrich- tung	Jährlich				
Lateral rigidity	> 0.5° and 5 mm	16.5.2	Stabilität des Tisches in Querrichtung	Jährlich				
Electronic imaging devices		17	Elektronischer Bildempfänger		DIN 684	17-6:2012-09		
Minimum detector frame time	0.5 s	17.1.3.5.2	Einzelbild-Zeit					
Corresponding maximum frame rate	2 / s	17.1.3.5.2	Maximale Bildwiederholrate					
Minimum signal-to-noise-ra- tio	50	17.1.3.5.3	Signal-Rausch-Verhältnis					
Maximum imager lag Second to first frame	5 %	17.1.3.5.4	Bildempfänger-Nachleuchten					
Or fifth to first frame	0.3 %	17.1.3.5.4	Bildempfänger-Nachleuchten					
		17.1.3.6	Linearität					
Minimum spatial resolution	0.6 lp/mm	17.1.3.7	Räumliche Auflösung		4.3.7	Hochkontrastauflö- sung	Vierteljährlich	
		17.2.2	Prüfung der Bildempfänger-Merk- male (Kalibrierung) Offset Verstärkung Korrektur fehlerhafter Pixel					
		17.2.3	Konstanzprüfungen der Bildqualität Kontrast		4.3.6	Niedrigkontrastauf- lösung	Monatlich	
					4.3.3	Artefakte	Täglich	
					4.3.4	Bildverzeichnung	Vierteljährlich	
					4.3.8	Bildhomogenität	Vierteljährlich	
		17.1.2 & 17.2.2	Abweichung zwischen der Mitte des Detektors und der Projektion des Röntgenstrahlenbündels		4.3.1	Anzeige des Zent- ralstrahls	Wöchentlich	

		4.3.2	Detektorposition	Vierteljährlich bzw.
			relativ zum Isozent-	Jährlich
			rum	
		4.3.5	Genauigkeit der	Monatlich
			Längenanzeige	

C.1.2. Simulatoren

Radiation Protection No. 162			DIN EN (IEC 61	l 61168: 2000-01 168:1993)	DIN 6847-5: 2003-12 Therapiesimulatoren -
		I	Strahle	ntherapie-Simulatoren - Kennmerkmale	Konstanzprüfung
Original	Deutsche Übersetzung				
4.3 Simulators	4.3 Simulatoren	Suspension level			
Indication of radiation fields	Anzeige des Strahlenfeldes		5.	Anzeige des simulierten Strahlenfeldes	
numerical field indication	numerische Feldanzeige	> 2 mm or 1%	5.1	Numerische Anzeige der Feldabmessungen	x
numerical field indication for MLC	numerische Feldanzeige für MLC	> 2 mm or 1%			
light field indication	Lichtfeld	> 1 mm or 0.5%	5.2	Lichtfeld-Visier	x
maximum distance between	maximaler Abstand zwischen	> 1 mm	5.2.1		
the centres of radiation and	den Zentralachsen von Licht- und	or 0.5%			
light field	Strahlenfeld				
maximum distance between	maximaler Abstand zwischen	>1 mm			
the centres of radiation and	den Zentralachsen von Licht- und	or 0.5%			
light field for MLC	Strahlenfeld für MLC				
reproducibility	Reproduzierbarkeit	> 1 mm	5.3	Reproduzierbarkeit	
delineator geometry	delineator Geometrie		5.4	Geometrie der Messblende	
angular deviation from paral-	Winkelabweichung der Paralleli-	> 0.5°	5.4.1		
lelity of opposing edges	tät opponierender Kanten				
angular deviation from ortho-	Winkelabweichung der Orthogo-	> 0.5°	5.4.1		
gonalität of adjacent edges	nalität benachbarter Kanten				

displacement of the radiation	Auswanderung des Strahlungs-	> 2 mm			
field from symmetry when	feldes von der Symmetrie bei Ro-				
rotating the beam limiting	tation des Strahlbegrenzenden				
system	Systems				
light field	Lichtfeld		5.5	Beleuchtungsstärke des Lichtfeldes	
field size (10 x 10 cm ²)	Feldgröße (10x10 cm ²)	> 1 mm			
minimum illuminance	minimale Ausleuchtung	50 Lux			
			5.5.1	mittlere Beleuchtungsstärke	
minimum edge contrast ratio	minimales Kantenkontrastver- hältnis	4.0	5.5.1		
indication of the radiation	Anzeige der Zentralstrahlachse		6	Anzeige der simulierten Zentralachse	x
beam axis					
on entry	am Eingang	>1 mm	6.1	Anzeige der simulierten Zentralachse auf der	
				Strahlungseintrittsseite	
on exit	am Ausgang	> 2 mm	6.2	Anzeige der simulierten Zentralachse auf der	
				Strahlungsaustrittsseite	
			6.3	Variation der Lage der simulierten Zentralachse	
				durch Variation des Fokus-Achs-Abstandes	
•••••			_		
Isocentre	Isozentrum		7.	Isozentrum	
displacement of radiation	Abweichung der Zentranistrani-	>1 mm	7.1	Abweichung der simulierten Zentralachse vom	x
beam axis from isocentre	achse vom isozentrum	. 1		Isozentrum	
mechanical isocentre	mechanisches isozentrum	> 1 mm	7.2		
Indication of the isocentre	Anzeige des isozentrums	>1 mm	7.2	Anzeige des isozentrums	X
			1.3	Verlagerung der simulierten Zentralachse bei	x
indication of distance class				Wechsel des Optischen Brennflecks	
Indication of distance along	Anzeige der Abstandes entlang		ð	Anzeige des Abstandes langs des Zentraistranis	
the radiation beam axis	der Zentraistraniachse			des simulierten stranienfeldes	
from isocentre	vom Isozentrum	> 1 mm	8.1	Vorrichtung zur Anzeige des Abstandes vom Iso-	
from radiation course	uom Fokus dar Döntgenstrohlung	> 2 mm	0.2	Verrichtung zur Anzeige des Abstandes vom Es	
from radiation source	vom Fokus der Kontgenstrahlung	> 2 mm	8.2	vorrichtung zur Anzeige des Abstandes vom Fo-	×
				KUS	

image receptor to isocentre	Bildempfänger zum Isozentrum	> 2 mm	8.3	Anzeige des Isozentrum-Bildempfänger-Abstan-	
			01	Numerische Anzeige des Fekus Isozentrum Ab	
			0.4	standos	
				stantes	Vorrichtung zur Anzeige
					dos Fokus Bildompförgor
					Abstandos
zero position of rotational	0 Desition der Potationsskalen		0	Nullstellung der Winkelskelen	Abstances
	0-Position der Kotationsskalen		9		
gantry rotation	Cantry-Rotation	> 0.5°	0.2.1	Tragarmrotation	
gantry rotation	Gantry-Notation	> 0.5	9.2.1		Anzeige des Tragarm-Po-
					tationswinkels
roll and nitch of radiation	roll und nitch des Strahlerkonfes	>0.1°	022	Auslankung das Strahlarkonfas	
head	Ton and pitch des Stranierkopies	> 0.1	9.2.2	Ausienkung des Stramerköpres	
			9.2.3	Neigung des Strahlerkopfes	
rotation of delineator	Rotation der Strahlbegrenzer	> 0.5°	9.2.4	Blendenrotation	
					Anzeige des Blendendreh- winkels
isocentric rotation of the pa-	isozentrische Rotation des Pati-	> 0.5°	9.2.5	Prüfung der isozentrischen Tischrotation	
tient support	ententisches				
table top rotation, pitch and	Tischrotation, pitch and roll	> 0.5°	9.2.5	Prüfung der exzentrischen Tischrotation	
roll					
			9.2.6	Prüfung für Tischneigung und Tischkippung	
accuracy of rotation scales	Genauigkeit der Rotationsskalen	> 0.5°			
congruence of opposed radi-	Kongruenz opponierender	> 1mm	10	Kongruenz opponierender simulierter Strahlenfel-	
ation fields	Strahlenfelder			der	
movement of the patient	Bewegung des Patienten-Sup-		11	Bewegung des Patiententisches	
support	port				
vertical movement	vertikale Bewegung	> 2mm	11.1	Tisch-Höhenverschiebung	x
longitudinal and lateral mo-	longitudinale und latereale Be-	> 2mm			
vement	wegung				

					Anzeige der Skalen der
					Tischhöhe sowie der
					Tischquer- und der
					Tischlängsposition
isocentric rotation axes	isozentrische Rotationsachse	> 1mm	11.2	Isozentrische Tischrotation	х
					Anzeige des isozentri-
					schen Tischdrehwinkels
parallelism of rotational axes	Parallelität der Rotationsachsen	> 0.5°	11.3	Parallelität der Tischrotationsachsen	
longitudinal rigidity	longitudinale Festigkeit	> 5mm	11.4.1	Stabilität des Patiententisches in Längsrichtung	x
lateral rigidity	laterale Festigkeit	> 0.5°	11.4.2	Stabilität des Patiententisches in Querrichtung	x
		and 5mm			-aitliche Stabilität des Da
					zeitiittie Stabiiitat der Pa-
alastropis imaging davisa	Elektronische Bildgehung				tiententischplattennone
		0.5.			
time	minimale Detektor frame time	0.5 s			
corresponding maximum	korrespondierende maximale	2 / s			
frame rate	frame rate				
minimum signal-to-noise-ra-	minimales Signal-zu-Rausch-Ver-	50			
tio	hältnis				
maximum imager lag	maximum imager lag (?)				
second to first frame	zweiter zu erster frame	5%			
or fifth to first frame	fünfter zu erster frame	0.3%			
minimum spatial resolution	minimale Ortsauflösung	0.6 lp/mm			
radiographic QC	Radiographie-QC				
alignement of broad and fine	Übereinstimmung der Bilder mit	>0.5mm			
foci images	großem und kleinem Fokus				
fluoroscopic QC	Fluoroscopic QC				
full radiographic and fluoro-	full radiographic and fluorosco-				
scopic tests	pic tests				
alignement of shadow trays	Übereinstimmung der shadow	>1mm			
	trays				

C.1.3. CT-Simulatoren

RP 162			QS-RL Richtlinie zur Durchführung der Qualtätssi- cherung bei Röntgeneinrichtungen zur Un- tersuchung oder Behandlung von Men- schen
4.4 CT simulators	4.4 CT Simulatoren	Suspension level	
alignement of CT gantry lasers	Einstellung der CT Gantry-Laser		
with centre of the imaging plane	Übereinstimmung mit Zentrum der Bildebene	> 2 mm	Allgemeine Hinweise - kein standardisier-
parallel and orthogonal over length of laser pro- jection	arallel und orthogonal über die Länge der Laserpro- jektion	> 2 mm	tes Prüfverfahren in Deutschland.
alignement of wall lasers	Einstellung der Wand-Laser		
distance to scan plane	Abstand zur scan-Ebene	> 2 mm	1
with imaging plane over length of laser projection	mit Bildebene über die Länge der Laserprojektion	> 2 mm	
alignement of ceiling laser	Einstellung des Decken-Lasers		
orthogonal to imaging plane	orthogonal mit Bildebene	> 2 mm	
orientation of scanner table top	Orientierung des Tischplatte		
orthogonal to imaging plane	orthogonal mit Bildebene	> 2 mm	
scales and movements	Skalen und Bewegung		
readout of longitudinal position of table top	Anzeige der longitudinalen Tischposition	>1 mm	
table top indexing under scanner control	Indexierung der Tischplatte unter CT-Kontrolle	> 2 mm	
gantry tilt	Gantryneigung (Tilt)	> 1° from vertical	
scan position	Scan-Position		
scan position from pilot images	Scan-Position vom Pilot-Bild	> 1 mm	
image quality	Bildqualität		
left & right registration	Seitenbezeichnung rechts und links	none	

image scaling	Bildskalierung	>2mm	
CT number/electron density verification	CT-Zahl / Elektronendichte Überprüfung	>20HU (all	
		materials)	

C.1.4. Kobalt-60

Radiation Protection No. 162				DIN 6846 – 5 Medizinische Gammabestrahlungs- anlagen - Konstanzprüfung	
Original	Deutsche Übersetzung		0		
4.5 Cobalt-60 units	4.5 Cobalt-60 Geräte	suspension level			
Uniformity of radiation fields	Uniformität des Strahlungsfeldes				
flatness of square fields (max/min ratio)	Flatness quadratischer Strahlenfelder (max/min Verhält- nis)	>1.06			
symmetry of square fields (max/min ratio)	Symmetrie quadratischer Strahlenfelder (max/min Ver- hältnis)	>1.04			
			6.4	Dosisverteilung	
deviation of dose distribution of square fields with an- gular position	Änderung der Dosisverteilung quadratischer Felder mit der Winkelposition	see IEC 60976/7			
wedge fields	Keilfilterfelder				
maximum deviation of wedge factor with gantry angle	maximale Änderung des Keilfaktors bei Gantry-Rotation	2%			
maximum deviation of wedge angle with all angular positions of the gantry and beam limiting system	maximale Änderung des Keilwinkels bei Rotation der Gantry und des strahlbegrenzenden Systems	2°			
source position (when applicable)	Quellenposition (wenn möglich)	>3mm			
Controlling timer and output checks					
timer check on dual timer difference	Zeitunterschied zwischen beiden Uhren	>1s			
			6.1	Ganggenauigkeit der Zeit- schalter	
weekly calibration check	wöchentlicher Kalibrier-check	>2%			
reproducibility	Reproduzierbarkeit	>0.5%			
proportionality	Proportionalität	>2%			

dependence on gantry rotation	Abhängigkeit von der Gantryrotation	>1%		
stability in moving beam radiotherapy	Stabilität bei Bewegungs-Strahlentherapie	see IEC 60976/7	6.10	Stativrotationsgeschwindig- keit
			6.12	Schattensektoren
timer linearity	Linearität der Zeitmessung / Uhr	>1%		
stability of timer	Stabilität der Zeitmessung / Uhr	>0.01 min		
output vs fieldsize	Dosis vs. Feldgröße	>2%		
shutter correction	Verschluß Korrektur	>2%	6.2	Verschlußzeit
Depth dose characteristics				
penetrative quality	Qualität der Eindringtiefe	>1%		
			6.3	Radionuklidreinheit der Strahlenquelle
depth dose and profile	Tiefendosis und Querprofile	>2%		
Indication of radiation fields	Anzeige des Strahlenfeldes			
numerical field indication	numerische Feldanzeige	>3mm or		
		1.5%		
light field indication	Lichtfeld	>2mm or 1%	6.5	Anzeige des Bestrahlungsfel- des
maximum distance between the centres of radiation	maximaler Abstand zwischen den Zentralachsen von	>2mm or		
and light field	Licht- und Strahlenfeld	1%		
reproducibility	Reproduzierbarkeit	>2mm		
collimator geometry	Kollimator Geometrie			
angular deviation from parallelity of opposing edges	Winkelabweichung der Parallelität opponierender Kan- ten	>0.5°		
angular deviation from orthogonalität of adjacent ed- ges	Winkelabweichung der Orthogonalität benachbarter Kanten	>0.5°		
displacement of the radiation field from symmetry	Auswanderung des Strahlungsfeldes von der Symmetrie	>2mm		
when rotating the beam limiting system	bei Rotation des Strahlbegrenzenden Systems			
light field	Lichtfeld			
field size (10 x 10 cm ²)	Feldgröße (10x10 cm ²)	>2mm		

minimum illuminance	minimale Ausleuchtung	25 Lux		
minimum edge contrast ratio	minimales Kantenkontrastverhältnis	4.0		
indication of the radiation beam axis	Anzeige der Zentralstrahlachse			
on entry	am Eingang	>2mm		
on exit	am Ausgang	>3mm		
isocentre	Isozentrum			
displacement of radiation beam axis from isocentre	Abweichung der Zentrahlstrahlachse vom Isozentrum	>2mm	6.6	Lage des Isozentrums
mechanical isocentre	mechanisches Isozentrum	>2mm		
indication of the isocentre	Anzeige des Isozentrums	>2mm	6.7	Isozentrumsanzeige
indication of distance along the radiation beam axis	Anzeige der Abstandes entlang der Zentralstrahlachse		6.9	Anzeige des Fokusabstandes
maximum difference für isocentric equipment		2mm		
maximum difference for non-isocentric equipment		5mm		
zero position of rotational scales	0-Position der Rotationsskalen		6.11	Nullpunkte der Winkelskalen
gantry rotation	Gantry-Rotation	>0.5°		
roll and pitch af radiation head	roll und pitch des Strahlerkopfes	>0.1°		
rotation of beam limiting system	Rotation des Kollimators	>0.5°		
isocentric rotation of the patient support	isozentrische Rotation des Patiententisches	>0.5°		
table top rotation, pitch and roll	Tischrotation, pitch and roll	>0.5°		
accuracy of rotation scales	Genauigkeit der Rotationsskalen	>1°		
congruence of opposed radiation fields	Kongruenz opponierender Strahlenfelder	>2mm	6.8	Kongruenz von Gegenfeldern
movement of the patient support	Bewegung des Patienten-Support			
vertical movement	vertikale Bewegung	>2mm	6.13	Höhe der Tischplatte
			6.14	Höhenveränderung der
				riscopiatte
longitudinal and lateral movement	longitudinale und latereale Bewegung	>2mm		risciplatte

parallelism of rotational axes	Parallelität der Rotationsachsen	>0.5°	6.16	Parallelität der Tischdrehach-
longitudinal rigidity	longitudinale Festigkeit	>5mm		sen und Stabilität des Tisches
lateral rigidity	laterale Festigkeit	>0.5° and		in Längs- und Querrichtung
		5mm		

C.1.5. Röntgentherapie

RP 162			DGMP-Bericht Nr. 15 (2000) Messverfahren und Qualitätssicherung bei Röntgentherapieanlagen mit Röh- renspannungen zwischen 100 kV und 400 kV		QS-RL Richtlinie zur Durchführung der Qual- tätssicherung bei Röntgeneinrichtun- gen zur Untersuchung oder Behand- lung von Menschen	
4.6 Kilovoltage units	4.6 kV-Röntgentherapie	suspension level		Akzeptanz- schwelle		Akzeptanz- schwelle
output calibration	output Kalibrierung	>3%	Messung der Wasser- Energiedosis, vorzugs- weise in Wasser		Messung der Was- ser-Energiedosis, vorzugsweise in Wasser	>10% Teilab- nahmeprüfung
monitor chamber linearity (if present)	Linearität der Monitor-Kam- mer	>2%				
timer end error	Abschaltzeitfehler	>0.01min				
timer accuracy	Zeitgenauigkeit	>2%				
coincidence of light and x- ray beams	Übereinstimmung Licht- und Strahlenfeld	>5mm				
field uniformity	Feld-Uniformität	>5%				
HVL constancy	Konstanz der Halbwert- schichtdicke	>10%				10%
			Konstanz der Tiefen- dosisverläufe			
					Verhältnis der Energiedosisleis- tungen in 1cm und 5cm	

measurement of HVL	Messung der Halbwert-	>10%			1. Halbwertschicht-	
	schichtdicke				dicke	
			Messung der Tiefendo-			
			sisverläufe für alle Tu-			
			ben+Spannungsstufe			
applicator output factors	output-Faktoren der Applika-	>3%	alle Kombinationen	3%	alle Kombinationen	5%-10% neue
	toren		aus Spannungsstufe,		aus Spannungs-	Bestrahlungs-
			Filter und Tubus		stufe, Filter und Tu-	tabelle
					bus	

C.1.6. Brachytherapie

Radiation Protection No. 162		DIN 6853-3	DIN 6809-2	DGMP Bericht Nr.13	DGMP Bericht 16	EN 60601-2-17 (1992)		Strahlenschutz- kommission
		Afterloading-An- lagen: Konstanz- prüfung von Kennmerkmalen	Klinische Dosimetrie	Praktische Dosimetrie in der HDR-Brachythera- pie	Leitlinie zu Medi- zinphysikalischen Aspekten der in- travaskulären Brachytherapie	Besondere Festle- gung für die Sicherheit der Geräte	Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin	Physikalisch-tech- nische QS in der Strahlentherapie - Vorschläge zur Prüfung des ge- samten Behand- lungssystems
Original	Suspen- sion level						Brachytherapie	Die DIN 6853-5 entspricht nicht mehr den Stand
4.7 Brachytherapy								der Technik und muss überarbei- tet werden.
Source Calibration								
			3 Ermittlung der Kenndosisleistung von umschlosse- nen gammastrah- lenden radioakti- ven Stoffen	1.1 Definition und Messung der Kenndosisleistung von Brachythera- piestrahlern	6.2/6.3.1 Herstel- lerangaben/ Dosi- metrie im Nah- feld von Brachytherapie- strahlern			Es fehlen Festle- gungen zur dosi- metrischen und geometrischen Überprüfung des Gesamtsystems.
			Dosisleistung und Dosisverteilung im Phantom					
Single source when only one source is used (e.g. HDR)	>3 %		6.1 Prüfung der Kenndosisleistung	1.3.1 Überprü- fung der Kenndo- sisleistung und Nuklidreinheit				Es fehlen Festle- gungen zur Kon- trolle der Aktivi- tät der angeliefer-

Individual source in a batch	>5 %						ten Strahler ent- sprechend AAPM-
Mean of batch (e.g. LDR or permanent implant)	>3%		6.5 Prüfung der Aktivitätsvertei- lung in I125- Seeds				Report 2004.
Linear source uni- formity of wire sources	>5 %		6.4 Prüfung der Gleichförmigkeit des lokalen Wer- tes der längenbe- zogenen Kenndo- sisleistung bei Li- nienstrahlern				Es fehlen Normen zu den Anforde- rungen an die Einzelkomponen- ten und Prüfung der Schnittstel- len.
		3.2 Korrektions- faktor aufgrund des radioaktiven Zerfalls der Strah- ler					
Source Position	>2 mm	3.2 Positionier- genauigkeit	6.2 Prüfung der Position eines o- der mehrerer Ein- zelstrahler oder eines Kombinati- onsstrahlers in ei- nem Applikator	1.3.2 Überprü- fung der Strahler- positionierung und der Bewe- gungsprogramme	5.2.1 Allgemeine Anforderungen an den apparati- ven Strahlen- schutz	30.6.1 Auswahl und Bestätigung von Kanälen und Strahlenquellen sowie deren Posi- tion und Bewe- gung	
						30.1.2 Positions- anzeige der Strahlenquellen	

r		1		1	1	1
					30.3.3 Schutz ge-	
					gen Fehler bei der	
					Positionsgenauig-	
					keit und Bewe-	
					gung der Strah-	
					lenquelen und	
					Fehler im Quel-	
					lenantrieb	
					50.1.3 Anzeige	
					der ausgewählten	
					Kanäle und Strah-	
					lenquellen und	
					der Position und	
					Bewegung der	
					Quellen	
					50.2.1 Position	
					der Strahlenquel-	
					len innerhalb der	
					Applikatoren	
			Strahler-und Ap-			
			plikator-Lokalisa-			
			tion			
Applicator lenght	>1mm					
Controlling Timer	> 1%	3.2 Genauigkeit			30.1.4 Bestrah-	
		des Zeitschalters			lungszeit	
					30.1.5 Anzeige	
					des Zeitschalters	
					und der Bestrah-	
					lungszeit	
					30.3.2 Schutz ge-	
					gen Störungen im	
					Zeitschalter	

						50.2.2 Zeitschal-	
						ter; Fenier Kleiner	
Turnelt dess usua	> 1.0/	2.2.1					
I ransit dose repro-	>1 %	3.2 Langzeitstabi-				50.1.4 Erforderil-	
aucidility		litat der Trans-				che Angaben zur	
		portzeit				Begrenzung der	
						Bestraniung wan-	
						rend des Stranier-	
		2.2.11				transport	
		3.2 Unversenrt-					
		neit der Applika-					
		toren und Stran-					
		2 2 Korrokthoit					
		3.2 Korrektheit					
		tragung von ei-					
		nom Bestrah					
		tom					
			Prüfung von Iso-				
			dosen-Diagram-				
			men auf Richtig-				
			keit				
				1.3.3 Bestim-			
				mung der relati-			
				ven			
				Schäwchungsfak-			
				toren für klini-			
				sche Applikatoren			
					10 Zusammenfas-		
					sung der DGMP		
					AK 18 Leitlinie		

			30.1.1. Begren-	
			zung der Durch-	
			laßstrahlung aus	
			den Lagerbehäl-	
			tern	
			30.1.3 Schlüssel-	
			kontrolle für das	
			Einstellen des	
			Zeitschalters und	
			für Auswahl, Be-	
			stätigung und	
			Ausfahren der	
			Strahlenquellen	
			30.1.7 Beginn,	
			Fortsetzung, Un-	
			terbrechung und	
			Beendigung der	
			Bestrahlung	
			30.1.8 Fernunter-	
			brechung	
			30.2.1 Außerbe-	
			triebsetzung der	
			Bedienvorrich-	
			tung	
			30.2.2 Schutz der	
			Strahlenquellen	
			30.3.1 Schutz ge-	
			gen Störung im	
			Versorgungsnetz	

			30.3.4 Schutz ge-	
			gen Fehler in den	
			Kupplungen der	
			Strahlerführung	1
			und Applikatoren	1
			30.3.5 Schutz ge-	
			gen fehlerhafte	
			Anschlüsse der	1
			Strahlenquellen	
			30.3.6 Schutz ge-	
			gen fehlerhafte	
			Verrieglungen	

C.1.7. Bestrahlungsplanung

Radiation Prote	ction No. 162		DIN 6873-5 Bestrahlungs Teil5: Konsta merkmalen	splanungssysteme - nzprüfung von Kenn-	DIN EN 62083 Medizinisch elektri- sche Geräte - Fest- legungen für die Si- cherheit von Be- strahlungspla- nungssystemen	DGMP Bericht 1 Grundsätze zur Be- strahlungsplanung	Richtlinie Strahlenschutz in der Medizin	Strahlenschutzkommis- sion Physikalisch-technische QS in der Strahlenthera- pie - Vorschläge zur Prü- fung des gesamten Be- handlungssystems
Original	Deutsche Übersetzung	Suspension level					7.3.2 Bestrah- lungsplanung	Die Verantwortung für die Abnahmeprüfung von TPS ist nicht klar zu-
4.8 Treatment Planing Sys- tems	4.8 Bestrah- lungsplannungs- systeme							gewiesen. In der DIN EN 62083 findet sich keine Verantwortlichkeit für die Abnahme der TPS.
Output Fac- tors at the re- ference point Homogenous, simple geo- metry	Output Fakto- ren am Refe- renzpunkt Homogenität, einfache Geo- metrie	>2 %	4.4.2 Dosisbe- rechnung	Dosiswerte, die an definierten Punkten mit Hilfe des RTPS errechnet wurden (monatlich)	7.3 Dosimetriean- gaben	DIN 6809 Teil 6: Vorgehensweise zur Verifikation der Basisdaten		Der Betreiber des TPS sollte die Verantwor- tung bei der Abnahme tragen.
Central Axis data of square and rectangu- lar fields	Zentralstrahlda- ten bei quadra- tischen und rechteckigen Feldern	>2 %			10.1 Verwendete Algorithmen			
Off-axis data Complex geo- metry	Randdaten Komplexe Geo- metrie	>3%		Statische Kenn- merkmale (DVH, mittlere, median,	10.2 Genauigkeit der Algorithmen	Durchführung der QS Maßnahmen nach DIN 6873-5		Die Normen und Richtli- nien enthalten keine To- leranzgrenzen für die

Wedged Fields, inho- mogeneities, irregular fields, asym- metric collima- tor setting; Central and off-axis data	Keilfelder, Inho- mogenitäten, ir- reguläre Felder, asymmetrische Kollimator Ein- stellungen	> 3 %		modale Dosis von PTV und OAR)			Geräteparameter und für die bei der Bestrah- lungsplanung zu for- dernde Genauigkeit. Die Festlegung von Tole- ranzgrenzen ist im Sinne einer QS von großer Be- deutung.
Outside Beam		>1mm	4.4.3	Dosismonitorwerte		QS-Maßnahmen	
edges			Bezugsdo-	oder Bestrahlungs-		nach ICRU Report	
In simple geo-	einfache Geo-	> 3%	siswerte	zeiten definierter		42	
metry	metrie		4	Bestrahlungspla-			
in complex ge-	Komplexe Geo-	> 4 %		nungen (monatlich)			
ometry	metrie						
Radiological	radiologische	>2mm				Dosimetrische und	
field width	Felbreite 50% -					nichtdosinetrische	
50% - 50% dis-	50%					Test nach TG53	
tance						"Quality assurance	
Beam fringe/	Strahlrand/	> 2mm				for clinical radio-	Vor einer rechtlichen
penumbra	Halbschatten					therapy in treat-	Festlegung müssen des-
(50% - 90%)	(50% - 90%) Ab-					ment plannung" (A-	halb in einer Experten-
distance	stand					APM)	gruppe konsensfähige
							Toleranzen ermittelt
							werden.
			4.3 (CT)	Angaben zur geo-	8.01 Erfassung der		
				metrischen Orien-	Bilddaten		
				tierung der Bildda-			
				tensätze (monat-			
				lich)			1

		Grauwertenanzeige [.]	6.7 Korrekte Daten-		Momentane Stand sind
		Ühereinstimmung	ühertragung		die Test nach DIN FN
		der HII nach dem	ubertrugung		62083 und DIN 6873-5
		Zurücklesen mit den			02003 and Div 0073 5.
		Worton dia hai dar			
		Inhotrichnahmanrü			
		fung oder bei deren			
		lung oder bei deren			
		letzter wiederno-			
		lung ermitelt wur-			
		den (monatlich)			
		Geometrische Para-			
		meter: Form von			
		Strukturen im CT-			
		Bilddatensatz und			
		Längen von Stre-			
		cken mit definierten			
		Endpunkten (mo-			
		natlich)			
	4.5.1	Form, Verzerrung	6.7 Korrekte Daten-		
	(Digitali-	einfacher geometri-	übertragung		
	siergerät)	scher Strukturen,			
	0 /	Abstand definierter			
		Punkte (monatlich)			
	4.5.2	Form. Verzerrung			
	(Drucker)	einfacher geometri-			
	(Drucker)	scher Strukturen			
		Abstand definierter			
		Punkte (monatlich)			
	1 5 2	Übortragondo Do	67 Korrokta Datan		
	4.3.3 Komponen	top (balbiähelich)	übortrogung		
	Kompensa-	ten (naibjannich)	upertragulig		
	tornerrstel-				
	lung				

	4.2	Basisdatenkenn-			
	Basisda-	zeichnung (bei jeder			
t	ten/Soft-	Planung)			
N 1	ware	Basisdatenkons-	13 Daten und Pro-		
		tanz: Gesamtheit al-	grammcode (Gerä-		
		ler im RTPS enthal-	temodell, Check-		
		tenen Daten der	summe)		
		Software sowie aller			
		nicht patientenbe-			
		zogenen Daten zur			
		Beschreibung der			
		durch das Pro-			
		gramm zur Planung			
		benötigten Eigen-			
		schaften von RT-Ge-			
		räten (arbeitstäg-			
		lich)			
			4.2 Prüfung wäh-		
			rend der Installa-		
			tion		
			6.1 Abstände und		
			Winkel-und Län-		
			genmaßangaben		
			6.2 Strahlungsgrö-		
			ßen		
			6.3 Format für Da-		
			tums- und Zeitan-		
			gaben		
			6.4 Schutz vor un-		
			befugter Benut-		
			zung		

		6.8/8.2 Koordina-		
		tensysteme und		
		Skalen		
		6.9 Datensicherung		
		und -archivierung		
		7.1 Gerätemodell		
		7.2 Brachytherape-		
		Strahlermodell		
		7.4 Freigabe des		
		Gerätemodells o-		
		der des Brachythe-		
		rapie Strahlermo-		
		dells		
		7.5 Löschen des		
		Gerätemodells o-		
		der des Brachythe-		
		rapie Strahlermo-		
		dells		
		9 Bestrahlungspla-		
		nung: Vorberei-		
		tung, Identifikation,		
		Löschen, elektroni-		
		sche Signaturen		
		11 Bestrahlungs-		
		planungsprotokoll		

C.1.8. Dosimetriequipment

C.1.8.1. Begriffe

Therapiedosimeter

Gerät zur Messung der Luftkerma, Energiedosis oder entsprechenden -leistungen oder räumlichen Verteilungen von Photonen-, Elektronen-, Protonen- und Schwerionen-Strahlung in der Strahlentherapie. Besteht aus einem Anzeigegerät und ein oder mehreren Kammereinheiten.

Kammereinheit

Ionisationskammer und alle anderen Teile, mit denen die Kammer ständig fest verbunden ist, nicht dagegen das Anzeigegerät.

C.1.8.2. Anforderungen an die Leistungsmerkmale der Kammereinheit

Allgemeine Anforderungen an die Leistungsmerkmale von (Therapie-) Ionisationskammern

Leistungsmerkmal	AAPM(1994)	DIN EN 60731	
Leckstrom der Kammereinheit ohne Bestrahlung	< 0,1 %	< 0,5 %	Leckstrom der Kammereinheit darf ohne Bestrahlung bei höchs- ten Kammerspannung +/-0,5 % des durch die kleinste Dosisleis- tung des Messbereichs erzeugten Ionisationsstroms nicht über- schreiten.
Langzeitstabilität	< 1,0 %	< 1,0 %	Langzeitstabilität: die Garantiefehlergrenzen des Ansprechvermö- gens einer Ionisationskammer dürfen bei Bestrahlung in einem reproduzierbaren Strahlungsfeld einer Co-60 oder Cs-137-Gam- mastrahlungsquelle nicht überschritten werden:
Stabilität nach akkumulierter Dosis		< 1,0 %	Leckstrom ohne Bestrahlung: Innerhalb von 5 s nach Beendigung einer zehnminütigen Bestrahlung muss der vorübergehende Leckstrom auf +/- 1,0 % des währen der Bestrahlung im Messvo- lumen erzeugten Ionisationsstromes zurückgegangen sein.

Leistungsmerkmal	AAPM(1994)	DIN EN 60731	
Anlaufzeit		< 0,5 %	Anlaufzeit: Während einer Zeitspanne zwischen 15 min und 2 h
			nach Anlegung der Kammerspannung darf das Ansprechvermö-
			gen um nicht mehr als +/- 0,5 % von dem 1 h nach Anlegung der
			Kammerspannung erreichten Wert abweichen, bei kontinuierli-
			cher Bestrahlung der Ionisationskammer seit Anlegen der Kam-
			merspannung.
Bestrahlungsnachwirkung		< 1,0 %	Stabilität nach akkumulierter Dosis: Nachdem die Kammereinheit
			gleichförmig bei der größten Feldgröße und bei jeder Strahlungs-
			qualität des Nenngebrauchsbereichs mit einer Dosis von 10 ⁴ Gy
			bestrahlt wurde, muss die Garantiefehlergrenze für die Anderung
			des Ansprechvermögens der Ionisationskammer von +/- 1,0 %
			eingehalten werden. Die Anforderungen an den Leckstrom der
			Kammereinheit müssen auch eingehalten werden.
Kleinste Dosisleistung		< 0,5 %	Der kleinste Wert der Dosisleistung des Messbereichs ist die
			niedrigste Dosisleistung, für die die Anforderungen bezüglich des
			Leckstromes der Kammereinheit eingehalten werden.
Höchste Dosisleistung		-1,00%	Der größte Wert der Dosisleistung des Messbereichs ist die
			hochste Dosisleistung, für die die Anforderungen an die Kammer
			bezuglich der Sattigungsverluste erfullt sind. Der Sattigungsgrad
			der Ionensammlung darf nicht kleiner als 99,0 % sein, wenn die
			Ionisationskammer bei der großten nutzbaren Dosisleistung oder
			bei der oberen Grenze des Messbereichs für kontinuierliche Do-
			sisleistung bestrahlt wird, wobei die empfohlene Kammerspan-
			nung an der Kammereinheit anliegt. Diese Anforderung muss für
		4.000/	beide Polaritäten der Kammerspannung erfullt sein.
Maximale Dosis per Puls		-1,00%	Der Sattigungsgrad der Ionensammlung darf nicht kleiner als 99,0
			% sein, wenn die Kammer bei Anliegen der empfohlenen Kam-
			merspannung mit der nochsten Dosis per Puls des Nennge-
			brauchsbereichs bestrahlt wird. Diese Anforderung muss für
		1	beide Polaritaten der Kammerspannung erfüllt sein.

Leistungsmerkmal	AAPM(1994)	DIN EN 60731	
Nenngebrauchsbereich der Feldgröße		< 2,0 %	Innerhalb des Nenngebrauchsbereichs muss die Garantiefehler-
			grenze des Ansprechvermögens bei Änderung der Feldgröße +/-
			2,0 % sein.
Störstrahlungseffekt		< 1,0 %	Wenn die Teile der Kammereinheit und des Vorverstärkers, die
			sich üblicherweise außerhalb des Strahlungsfeldes befinden, in
			das Strahlungsfeld gebracht werden, darf der Strom, der von
			ihnen ausgeht, 5 % für Teile in kleinerem Abstand als 50 cm vom
			Bezugspunkt der Kammer und 25 % für Teile in größerem Ab-
			stand von dem Strom nicht überschreiten, der erzeugt wird,
			wenn die Ionisationskammer an den entsprechenden Punkt im
			Strahlungsfeld gebracht wird.
Isolation Abschirmung/Sammelelekt-		> 10 ¹¹ Ω	Der Isolationswiderstand zwischen Schutz- und Sammelelektrode
rode			darf nicht kleiner als 1x10^11 Ohm sein.
Kabelmikrophonie		< 0,1 pA	Für eine Probe des Kabels derselben Bauart und Herstellung wie
			an die Kammereinheit angeschlossen muss der Spitzenstrom zwi-
			schen Sammel- und Schutzelektrode, wenn das Kabel zyklisch
			verbogen oder verformt wird, kleiner als +/- 0,1 pA bleiben.
Polarität der Kammerspannung		1,00%	Der Unterschied zwischen den innerhalb des Nenngebrauchsbe-
			reichs der Strahlungsqualität bei den höchstzulässigen positiven
			und negativen Werten der Kammerspannung erhaltenen Anzei-
			gewerten muss weniger als 1,0 % betragen, oder es sind Korrekti-
			onsfaktoren anzugeben, die eine Gesamtunsicherheit von weni-
			ger als +/- 1,0 % aufweisen.
Elektromagnetische Verträglichkeit			

Anforderungen an die Leistungsmerkmale speziell für Kompaktkammern

Leistungsmerkmal		DIN EN 60731	
Abhängigkeit von der Strahlungsqualität	frei in Luft, harte Röntgenstrahlung	< 2, 0 %	Bezüglich Strahlung mit Halbwertdicke von 1,8 mm Cu (ca. 200 kV Rörenspannung)
	frei in Luft, harte Röntgenstrahlung und Gamma- strahlung	< 4,0 %	Bezüglich Co-60
	im Phantom, hochenergetische Röntgen- und Gammastrahlung	< 2,0 %	Bezüglich Co-60
	im Phantom, hochenergetische Elektronen	< 2,0 %	Bezüglich Co-60
	im Phantom, Protonen	< 2,0 %	Bezüglich Co-60
	im Phantom, Schwerionen	< 2,0 %	Bezüglich Co-60
Innerhalb des Nenngebrauchsbereichs der Feldgröße	Streustrahlung aus dem Kammerstiel	< 1,0 %	
	Leckstrom des Kammerstiels	< 0,5 %	
Kammerausrichtung	Kammerdrehung	< 0,5 %	
	Kammerneigung	< 1,0 %	

Anforderungen an die Leistungsmerkmale speziell für Parallelplattenkammern

Leistungsmerkmal		DIN EN 607	731
Abhängigkeit von der Strahlungsqualität	Röntgenstrahlung	< 2,0 %	Bezüglich Strahlung mit Halbwertdicke von 0,36 mm Al (ca. 30 kV Röhrenspannung)
	Elektronen im Phantom	< 1,0 %	bezüglich Co-60
	Protonen im Phantom	< 2,0 %	bezüglich Co-60
	Schwerionen im Phantom	< 2,0 %	bezüglich Co-60
Kammerausrichtung (< 5°)	< 1,0 %		
Feldgröße	< 2,0 %		

Anforderungen an die Leistungsmerkmale speziell für offene Kammern

Leistungsmerkmal		DIN EN 60731
Gleichgewichtszeit für Luftdruckände-		< 10 s
rungen		
Temperatur		< 1,0 %
Luftfeuchte	Einfluss auf den Leckstrom	< 1,0 %
	Einfluss auf das Ansprechvermögen	< 0,5 %

Anforderungen an die Leistungsmerkmale speziell für geschlossene Kammern

Leistungsmerkmal	DIN EN 60731
Temperatur	< 1,0 %
Luftdruckänderungen	< 1,0 %

C.1.8.3. Anforderungen an die Leistungsmerkmale der Anzeigegerätes

Allgemeine Anforderungen an die Leistungsmerkmale von (Therapie-)Dosimetern

Leistungsmerkmal	DIN EN 6	0731
Ableseunsicherheit der Anzeige oder	< 0,5 %	
des Datenausgabegerätes		
Wiederholbarkeit	< 0,5 %	für ein Jahr
Langzeitstabilität	< 1,0 %	
Anlaufzeit	< 0,5 %	Während einer Zeitspanne zwischen 15 min und 6 h nach dem Einschalten darf des Ansprechvermögen um nicht mehr als +/- 0,5 % von dem Wert zum Zeit- punkt nach dem Einchalten abweichen.

Leistungsmerkmal		DIN EN 60731
Elektromagnetische Verträglichkeit	Elektrostatische Entladung	< 1,0 %
	Störstrahlung, elektromagnetisches Strahlungs- feld	< 1,0 %
	Leitungsgeführte Störungen, hervorgerufen durch schnelle Transienten	< 1,0 %
	Leitungsgeführte Störungen, hervorgerufen durch Spannungsstoß	< 1,0 %
	Leitungsgeführte Störungen, hervorgerufen durch Hochfrequenz	< 1,0 %
	Spannungsabfall/kurze Unterbrechung	< 1,0 %

Anforderungen an die Leistungsmerkmale speziell für Dosismessgeräte

Leistungsmerkmal	AAPM(1994)	DIN EN 60731
Nullpunktwanderung		< 1,0 %
Nullpunktverschiebung		< 1,0 %
Linearitätsabweichung	< 0,5 %	< 0,5 %
Bereichumschaltung		< 0,5 %
Änderung des Ansprechvermögen infolge des Totzeiteinflusses		< 0,5 %
Temperatur		< 1,0 %
Luftfeuchte		< 1,0 %
Störstrahlungseffekt		< 1,0 %
Ladungsverlust		< 0,5 %
Dosisleistungsabhängigkeit von Dosismessgeräten		< 0,5 %

Anforderungen an die Leistungsmerkmale speziell für Dosisleistungsmessgeräte

Leistungsmerkmal	DIN EN 60731
Nullpunktwanderung	< 1,0 %
Nullpunktverschiebung	< 1,0 %
Linearitätsabweichung	< 1,0 %
Bereichumschaltung	< 1,0 %
Einstellzeit	< 3 s
Temperatur	< 1,0 %
Luftfeuchte	< 1,0 %
Störstrahlungseffekte	< 1,0 %

Anforderungen an die Leistungsmerkmale speziell für versorgungsnetzbetriebene Anzeigegeräte

Leistungsmerkmal	DIN EN 60731
Netzspannung - statisch	< 0,5 %
Netzspannung - Schwankungen während einer Messung	< 0,5 %

C.1.8.4. Calibration against secondary standard

Gemäß DIN 6800-2

C.1.8.5. Beam Data acquisiton system

In DIN EN 60371 nicht vorhandene Anforderungen

Physical parameter	Suspension level in RPC-162
Position accuracy	> 1 mm
Stability of compensated signal	> 0,2 %
Standard percentage depth plot	> 0,5 %
Constancy of standard percentage depth dose plot	> 0,5 %
Standard profile plot: flatness	> 3 %
Standard profile plot: field size	> 2mm

C.1.8.6. Accessories

In DIN EN 60371 nicht vorhandene Anforderungen

Physical parameter	Suspension level RPC-162
Thermometer calibration	> 0,5 °C
Barometer calibration	> 1 mbar
Linear rule calibration	> 0,3 %