

DIN EN 61217



ICS 11.040.50

Ersatz für
DIN EN 61217:2003-08

**Strahlentherapie-Einrichtungen –
Koordinaten, Bewegungen und Skalen
(IEC 61217:1996 + A1:2000 + A2:2007);
Deutsche Fassung EN 61217:1996 + A1:2001 + A2:2008**

Radiotherapy equipment –
Coordinates, movements and scales (IEC 61217:1996 + A1:2000 + A2:2007);
German version EN 61217:1996 + A1:2001 + A2:2008

Appareils utilisés en radiothérapie –
Coordonnées, mouvements et échelles (CEI 61217:1996 + A1:2000 + A2:2007);
Version allemande EN 61217:1996 + A1:2001 + A2:2008

Gesamtumfang 70 Seiten

Normenausschuss Radiologie (NAR) im DIN



Nationales Vorwort

Diese Norm enthält die Deutsche Fassung der Europäischen Norm EN 61217:1996 „Strahlentherapie-Einrichtungen — Koordinaten, Bewegungen und Skalen“ einschließlich EN 61217/A1:2001 und EN 61217/A2:2008, in die die Internationale Norm IEC 61217 Edition 1.1:2002 „Radiotherapy equipment — Coordinates, movements and scales“, die die erste Ausgabe der Norm IEC 61217:1996, das Amendment IEC 61217 AMD 1:2000 und das Amendment IEC 61217 AMD 2:2007 enthält, unverändert übernommen worden ist.

In der vorliegenden Norm ist IEC 61217 AMD 2:2007 eingearbeitet. Der Inhalt der Änderungen ist durch einen einfachen Balken am Seitenrand gekennzeichnet.

Die Internationale Norm IEC 61217 „Radiotherapy equipment — Coordinates, movements and scales“ wurde von der Arbeitsgruppe WG 1 „Strahlentherapie“ des IEC-Unterkomitees SC 62C „Einrichtungen für Strahlentherapie, Nuklearmedizin und Dosimetrie“ erarbeitet.

Das IEC-Komitee hat entschieden, dass der Inhalt dieser Publikation bis zu dem auf der IEC-Website unter „<http://webstore.iec.ch>“ mit den Daten zu dieser Publikation angegebenen Datum (maintenance result date) unverändert bleiben soll. Zu diesem Zeitpunkt wird entsprechend der Entscheidung des Komitees die Publikation

- bestätigt,
- zurückgezogen,
- durch eine Folgeausgabe ersetzt oder
- geändert.

Für die vorliegende Norm zuständig ist der DKE/NAR-Gemeinschaftsausschuss NA 080-00-15 GA „Strahlentherapie“ des Normenausschusses Radiologie (NAR) im DIN Deutsches Institut für Normung e. V. in Arbeitsgemeinschaft mit der Deutschen Röntgengesellschaft und der DKE Deutsche Kommission Elektrotechnik Elektronik Informationstechnik im DIN und VDE in Zusammenarbeit mit der Deutschen Gesellschaft für Nuklearmedizin e. V. (DGN), der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik e. V. (DGMP) und der Deutschen Gesellschaft für Radioonkologie e. V. (DEGRO).

Es wird auf die Möglichkeit hingewiesen, dass einige Texte dieses Dokuments Patentrechte berühren können. Das DIN ist nicht dafür verantwortlich, einige oder alle diesbezüglichen Patentrechte zu identifizieren.

Änderungen

Gegenüber DIN EN 61217:2003-08 wurden folgende Änderungen vorgenommen:

- a) Einarbeitung IEC 61217 AMD 2:2007;
- b) Erweiterung der Rotationsmöglichkeiten der Patientenlagerungsvorrichtung um die Z-Achse im raumfesten IEC-Koordinatensystem um die Neigung um die Längsachse des Patienten und die Kippung um dessen Querachse.

Frühere Ausgaben

DIN EN 61217: 1998-01, 2003-08

Deutsche Fassung

Strahlentherapie-Einrichtungen —
Koordinaten, Bewegungen und Skalen
(IEC 61217:1996 + A1:2000 + A2:2008)

Radiotherapy equipment —
Coordinates, movements and scales
(IEC 61217:1996 + A1:2000 + A2:2008)

Appareils utilisés en radiothérapie —
Coordonnées, mouvements et échelles
(IEC 61217:1996 + A1:2000 + A2:2008)

Diese Europäische Norm wurde von CENELEC am 2. Juli 1996 angenommen. Die Änderung A1 wurde am 1. Dezember 2000 von CENELEC angenommen. Die Änderung A2 wurde am 1. Februar 2008 von CENELEC angenommen.

Die CENELEC-Mitglieder sind gehalten, die CEN/CENELEC-Geschäftsordnung zu erfüllen, in der die Bedingungen festgelegt sind, unter denen dieser Europäischen Norm ohne jede Änderung der Status einer nationalen Norm zu geben ist. Auf dem letzten Stand befindliche Listen dieser nationalen Normen mit ihren bibliographischen Angaben sind beim Zentralsekretariat oder bei jedem CEN-Mitglied auf Anfrage erhältlich.

Diese Europäische Norm sowie die Änderungen A1 und A2 bestehen in drei offiziellen Fassungen (Deutsch, Englisch, Französisch). Eine Fassung in einer anderen Sprache, die von einem CENELEC-Mitglied in eigener Verantwortung durch Übersetzung in seine Landessprache gemacht und dem Zentralsekretariat mitgeteilt worden ist, hat den gleichen Status wie die offiziellen Fassungen.

CENELEC-Mitglieder sind die elektrotechnischen Komitees von Belgien, Bulgarien, Dänemark, Deutschland, Estland, Finnland, Frankreich, Griechenland, Irland, Island, Italien, Lettland, Litauen, Luxemburg, Malta, den Niederlanden, Norwegen, Österreich, Polen, Portugal, Rumänien, Schweden, der Schweiz, der Slowakei, Slowenien, Spanien, der Tschechischen Republik, Ungarn, dem Vereinigten Königreich und Zypern.

CENELEC

Europäisches Komitee für Elektrotechnische Normung
European Committee for Electrotechnical Standardization
Comité Européen de Normalisation Electrotechnique

Zentralsekretariat: rue de Stassart, 36 B-1050 Brussels

Inhalt

	Seite
Vorwort	6
Einleitung.....	8
Einleitung zur Änderung 2	9
1 Anwendungsbereich	10
2 Koordinatensysteme	10
2.1 Allgemeine Regeln.....	10
2.2 Raumfestes Bezugssystem („f“).....	12
2.3 Tragarm-Koordinatensystem („g“)	12
2.4 Blenden- oder Messblenden-Koordinatensystem („b“).....	12
2.5 Keilfilter-Koordinatensystem („w“).....	13
2.6 Röntgen-Bildempfänger-Koordinatensystem („r“)	13
2.7 Patiententisch-Koordinatensystem („s“)	14
2.8 Tischoberteil-Koordinatensystem für die exzentrische Rotation („e“).....	14
2.9 Tischoberteil-Koordinatensystem („t“) (siehe Bilder 10, 14, 18 und 19).....	15
2.10 Patienten-Koordinatensystem („p“) (siehe Bilder 17a und 17b).....	16
3 Kennzeichnung von Skalen und digitalen Anzeigen	16
4 Bezeichnung der Gerätebewegungen	17
5 Nullstellungen	18
6 Zusammenstellung von Skalen, Gradeinteilungen, Richtungen und Anzeigen	18
6.1 Rotation des Tragarms.....	18
6.2 Rotation des Blendensystems oder der Messblenden	19
6.3 Rotation des Keilfilters.....	19
6.4 Strahlenfeld oder simuliertes Strahlenfeld	19
6.4.1 Ränder des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes	19
6.4.2 Anzeige des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes	20
6.5 Isozentrische Rotation des Patiententisches	22
6.6 Exzentrische Rotation des Tischoberteils	22
6.7 Lineare Bewegungen und Rotation des Tischoberteils.....	22
6.7.1 Vertikale Verschiebung des Tischoberteils	22
6.7.2 Längsverschiebung des Tischoberteils	22
6.7.3 Querverschiebung des Tischoberteils	22
6.7.4 Neigung des Tischoberteils.....	22
6.7.5 Kippung des Tischoberteils.....	23
6.8 Bewegungen des Röntgen-Bildempfängers	23
6.8.1 Rotation des Röntgen-Bildempfängers	23
6.8.2 Änderung des Abstandes des Röntgen-Bildempfängers von der Strahlungsquelle (Fokus-Bildempfänger-Abstand)	23
6.8.3 Änderung des Abstandes des Röntgen-Bildempfängers vom Isozentrum	23
6.8.4 Längsverschiebung des Röntgen-Bildempfängers	23
6.8.5 Querverschiebung des Röntgen-Bildempfängers.....	23
6.9 Sonstige Skalen	24
Anhang A (informativ) Beispiele für Koordinatentransformationen zwischen verschiedenen Koordinatensystemen	55
A.1 Bezeichnungen	55
A.2 Transformation vom Mutter- in das Tochtersystem und Rücktransformation	55
A.3 Transformationen vom raumfesten System in das Tischoberteil-System und in das Keilfilter-System.....	56

A.3.1	Transformation vom raumfesten System in das Tischoberteil-System	56
A.3.2	Transformation vom raumfesten System in das Keilfilter-System	58
A.3.3	Transformation vom Tischoberteil-System in das Keilfilter-System	59
A.4	Zahlenbeispiele.....	60
A.4.1	Transformation vom Muttersystem in das Tochtersystem	60
A.4.2	Transformation vom Tochtersystem in das Muttersystem	60
A.4.3	Transformation vom raumfesten System in das Tischoberteil-System	60
A.4.4	Transformation vom raumfesten System in das Keilfilter-System	61
Anhang B	(informativ) Literaturhinweise.....	62
Anhang C	(informativ) Begründung für die Änderungen bisheriger IEC-Skalenfestlegungen.....	63
C.1	Historische Entwicklung.....	63
C.2	Skalenänderungen	64
Anhang D	(informativ) Zusammenfassung der Ergänzungen und Änderungen zu Skalenfestlegungen in IEC 60601-2-1, IEC 60601-2-11, IEC 60976 und IEC 60977	66
Anhang E	(informativ) Benennungen.....	67
Anhang F	(informativ) Koordinatentransformation zwischen den IEC- und den DICOM-Patienten- Koordinaten	68
Bilder		
Bild 1a	— Koordinatensysteme in Nullstellung (siehe 2.1.2).....	25
Bild 1b	— Translation des Ursprungs I_d längs X_m , Y_m und Z_m und Rotation um die Z_d -Achse parallel zu Z_m (siehe 2.1.4)	26
Bild 1c	— Translation des Ursprungs I_d längs X_m , Y_m und Z_m und Rotation um die Y_d -Achse parallel zu Y_m (siehe 2.1.4)	26
Bild 2	— Rechtshändiges Mutter-Koordinatensystem XYZ (isometrische Zeichnung); dargestellt sind die Richtungen ψ , ϕ und θ bei positiver Rotation des Tochter- Koordinatensystems (siehe 2.2)	27
Bild 3	— Hierarchische Struktur der Koordinatensysteme (siehe 2.1.3 und 2.1.5)	28
Bild 4	— Rotation ($\phi_g = 15^\circ$) des Tragarm-Koordinatensystems X_g , Y_g und Z_g im raumfesten Koordinatensystem X_f , Y_f , Z_f	29
Bild 5	— Rotation ($\theta_b = 15^\circ$) des Blenden- oder Messblenden-Koordinatensystems X_b , Y_b , Z_b im Tragarm-Koordinatensystem X_g , Y_g und Z_g und daraus resultierende Rotation des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes der Feldabmessungen F_X und F_Y	30
Bild 6	— Verschiebung des Koordinatenursprungs I_r des als Röntgen-Bildempfänger verwendeten Bildverstärkers im Tragarm-Koordinatensystem um $R_x = -8$ cm, $R_y = +10$ cm, $R_z = -40$ cm.....	31
Bild 7	— Rotation ($\theta_w = 270^\circ$) und Translation des Keilfilter-Koordinatensystems X_w , Y_w , Z_w im Blenden-Koordinatensystem X_b , Y_b , Z_b , das um $\theta_b = 345^\circ$ rotiert ist (siehe 2.5)	32
Bild 8	— Rotation ($\theta_r = 90^\circ$) und Verschiebung der Koordinaten X_r , Y_r , Z_r der als Röntgen- Bildempfänger verwendeten Röntgenkassette im Tragarm-Koordinatensystem X_g , Y_g , Z_g	33

Bild 9 — Rotation ($\theta_s = 345^\circ$) des Patiententisch-Koordinatensystems X_s, Y_s, Z_s im raumfesten Koordinatensystem X_f, Y_f, Z_f.....	34
Bild 10 — Rotation des exzentrischen Koordinatensystems des Tischoberteils um den Winkel θ_e	35
im Patiententisch-Koordinatensystem, das relativ zum raumfesten Koordinatensystem um den Winkel θ_s rotiert worden ist; $\theta_e = 360^\circ - \theta_s$ (siehe 2.8 und 2.9).....	35
Bild 11a — Verschiebung des Tischoberteils unterhalb des Isozentrums um $T_z = -20$ cm (siehe 2.8 und 2.9)	35
Bild 11b — Verschiebung des Tischoberteils-Koordinatensystems um $T_x = +5$ cm, $T_y = +10$ cm im Patiententisch-Koordinatensystem X_s, Y_s, Z_s, das gegenüber dem raumfesten Koordinatensystem X_f, Y_f, Z_f rotiert ist ($\theta_s = 330^\circ$) (siehe 2.8 und 2.9).....	36
Bild 11c — Rotation ($\theta_e = 30^\circ$) des Tischoberteils-Koordinatensystems um das Koordinatensystem der exzentrischen Rotation des Tischoberteils; Rotation des Patiententisches um $\theta_s = 330^\circ$ im raumfesten Koordinatensystem, $T_x = 0, T_y = 0$ (siehe 2.8 und 2.9)	36
Bild 12a — Beispiel für die Blendenrotationsskala; Zeiger am Muttersystem (Tragarm), Skala am Tochtersystem (Blendensystem), vom Isozentrum aus gesehen (siehe 2.1.6.2 und Abschnitt 3)	37
Bild 12b — Beispiel für die Blendenrotationsskala; Zeiger am Tochtersystem (Blendensystem), Skala am Muttersystem (Tragarm), vom Isozentrum aus gesehen (siehe 2.1.6.2 und Abschnitt 3).....	38
Bild 12c — Beispiele für Skalen (siehe Abschnitt 3).....	38
Bild 13a — Tragarm (adaptiert von IEC 60601-2-1) mit Festlegung der Achsen (1) bis (8), der Richtungen (9) bis (13) und der Feldabmessungen (14) und (15) (siehe Abschnitt 4)	39
Bild 13b — Isozentrischer Therapie-Simulator oder isozentrisches Tele-Strahlentherapie-Gerät mit Festlegung der Achsen (1), (4) bis (6) und (19), der Richtungen (9) bis (12), (16) bis (18) und der Feldabmessungen (14) und (15) (siehe Abschnitt 4).....	40
Bild 13c — Ansicht des Therapie-Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes aus Richtung Strahlungsquelle (siehe Abschnitt 4)	41
Bild 14a — Beispiel für eine isozentrische Strahlentherapie-Einrichtung (siehe 6.1 und 6.3).....	42
Bild 14b — Beispiel für einen isozentrischen Therapie-Simulator (siehe 6.1)	43
Bild 15a — Symmetrisches, rechteckiges, um $\theta_b = 30^\circ$ rotiertes Strahlenfeld ($F_X \cdot F_Y$) im normalen Bestrahlungsabstand, von jenseits des Isozentrums in Richtung Strahlenquelle gesehen (siehe 6.2).....	44
Bild 15b — Das gleiche Strahlenfeld wie in Bild 15a, aus Richtung Strahlungsquelle gesehen (siehe 6.2)	44

Bild 16a — Rechteckiges und symmetrisches Strahlenfeld oder simuliertes Strahlenfeld, aus Richtung Strahlungsquelle gesehen (siehe 6.4).....	45
Bild 16b — Rechteckiges und bezüglich Yb asymmetrisches Strahlenfeld oder simuliertes Strahlenfeld, aus Richtung Strahlungsquelle gesehen (siehe 6.4).....	45
Bild 16c — Rechteckiges und bezüglich Xb asymmetrisches Strahlenfeld oder simuliertes Strahlenfeld, aus Richtung Strahlungsquelle gesehen (siehe 6.4).....	46
Bild 16d — Rechteckiges und bezüglich Xb und Yb asymmetrisches Strahlenfeld oder simuliertes Strahlenfeld, aus Richtung Strahlungsquelle gesehen (siehe 6.4).....	46
Bild 16e — Rechteckiges und symmetrisches Strahlenfeld, rotiert um $\theta_a = 30^\circ$, aus Richtung Strahlungsquelle gesehen (siehe 6.4)	47
Bild 16f — Rechteckiges und bezüglich Yb asymmetrisches Strahlenfeld, rotiert um $\theta_b = 30^\circ$, aus Richtung Strahlungsquelle gesehen (siehe 6.4)	47
Bild 16g — Rechteckiges und bezüglich Xb asymmetrisches Strahlenfeld, rotiert um $\theta_b = 30^\circ$, aus Richtung Strahlungsquelle gesehen (siehe 6.4)	48
Bild 16h — Rechteckiges und bezüglich Xb und Yb asymmetrisches Strahlenfeld, rotiert um $\theta_b = 30^\circ$, aus Richtung Strahlungsquelle gesehen (siehe 6.4)	49
Bild 16i — Irreguläres, einteiliges Multi-Element-Strahlenfeld, von der Strahlungsquelle aus gesehen; Elementenbewegung in Xb-Richtung (siehe 6.4)	50
Bild 16j — Irreguläres, zweiteiliges Multi-Element-Strahlenfeld, von der Strahlungsquelle aus gesehen; Elementenbewegung in Xb-Richtung (siehe 6.4)	51
Bild 16k — Irreguläres, einteiliges Multi-Element-Strahlenfeld, von der Strahlungsquelle aus gesehen; Elementenbewegung in Yb-Richtung (siehe 6.4)	52
Bild 17a — Patienten-Koordinatensystem (Patient in Rückenlage)	53
Bild 17b — Rotation des Patienten-Koordinatensystems	53
Bild 18 — Rotation des Tischoberteil-Koordinatensystems X_t, Y_t, Z_t bei Neigung des Tischoberteils (siehe 6.7.4)	54
Bild 19 — Rotation des Tischoberteil-Koordinatensystems X_t, Y_t, Z_t bei Kippung des Tischoberteils (siehe 6.7.5)	54
Bild F.1 — Koordinaten-Transformation zwischen IEC- und DICOM-Patienten-Koordinaten	68
Tabellen	
Tabelle 1 — Gerätebewegungen und Bezeichnungen	17
Tabelle 2 — Einzelne Koordinatensysteme	24
Tabelle A.1 — Rotationsmatrizen	56

Vorwort

Der Text des Schriftstücks 62C/143/FDIS, 1. Ausgabe von IEC 61217, ausgearbeitet von dem SC 62C „Equipment for radiotherapy, nuclear medicine and radiation dosimetry“ des IEC/TC 62 „Electrical equipment in medical practice“, wurde der IEC-CENELEC Parallelen Abstimmung unterworfen und vom CENELEC am 1996-07-02 als EN 61217 angenommen.

Nachstehende Daten wurden festgelegt:

- spätestes Datum, zu dem die EN auf nationaler Ebene durch Veröffentlichung einer identischen nationalen Norm oder durch Anerkennung übernommen werden muss (dop): 1997-05-01.
- spätestes Datum, zu dem nationale Normen, die der EN entgegenstehen, zurückgezogen werden müssen (dow): 1997-05-01.

Anerkennungsnotiz

Der Text der Internationalen Norm IEC 61217:1996 wurde von CENELEC als Europäische Norm ohne irgendeine Abänderung genehmigt.

Vorwort zu A1

Der Text des Schriftstücks 62C/279/FDIS, zukünftige Änderung 1 zu IEC 61217:1996, ausgearbeitet von dem SC 62C „Equipment for radiotherapy, nuclear medicine and radiation dosimetry“ des IEC/TC 62 „Electrical equipment in medical practice“, wurde der IEC-CENELEC Parallelen Abstimmung unterworfen und vom CENELEC am 2000-12-01 als Änderung A1 zu EN 61217:1996 angenommen.

Nachstehende Daten wurden festgelegt:

- spätestes Datum, zu dem die Änderung auf nationaler Ebene durch Veröffentlichung einer identischen nationalen Norm oder durch Anerkennung übernommen werden muss (dop): 2001-09-01.
- spätestes Datum, zu dem nationale Normen, die der Änderung entgegenstehen, zurückgezogen werden müssen (dow): 2003-12-01.

Anhänge, die als „informativ“ bezeichnet sind, enthalten nur Informationen. In dieser Norm ist Anhang F informativ.

Anerkennungsnotiz

Der Text der Änderung 1:2000 zur Internationalen Norm IEC 61217:1996 wurde von CENELEC als Änderung zur Europäischen Norm ohne irgendeine Abänderung angenommen.

Vorwort zu A2

Der Text des Schriftstücks 62C/418/CDV, zukünftige Änderung 2 zu IEC 61217:1996, ausgearbeitet von dem SC 62C „Equipment for radiotherapy, nuclear medicine and radiation dosimetry“ des IEC/TC 62 „Electrical equipment in medical practice“, wurde dem IEC-CENELEC Parallelen Einstufigen Annahmeverfahren unterworfen und vom CENELEC am 2008-02-01 als Änderung A2 zu EN 61217:1996 angenommen.

Nachstehende Daten wurden festgelegt:

- spätestes Datum, zu dem die Änderung auf nationaler Ebene durch Veröffentlichung einer identischen nationalen Norm oder durch Anerkennung übernommen werden muss (dop): 2008-11-01.
- spätestes Datum, zu dem nationale Normen, die der Änderung entgegenstehen, zurückgezogen werden müssen (dow): 2011-02-01.

Anerkennungsnotiz

Der Text der Änderung 2:2007 zur Internationalen Norm IEC 61217:1996 wurde von CENELEC als Änderung zur Europäische Norm ohne irgendeine Abänderung angenommen.

Nur für die Normungssache

Einleitung

Strahlentherapie wird in medizinischen Zentren durchgeführt, wo in der Regel eine Reihe von Anlagen verschiedener Hersteller in der Strahlentherapie-Abteilung konzentriert ist. Um eine Behandlung zu planen und zu simulieren, den Patienten zu positionieren und das Strahlenfeld einzustellen, können solche Geräte in verschiedene Winkelstellungen und lineare Positionen gebracht werden und bei Bewegungsbestrahlung während der Patientenbestrahlung Rotationen und Translationen ausführen. Es ist wichtig, dass die Lage des Patienten und die Abmessungen, Richtungen und Eigenschaften des Strahlenfeldes, wie sie im Bestrahlungsplan festgelegt sind, exakt und unmissverständlich am Strahlentherapie-Gerät eingestellt werden. Normkennzeichnungen und Skalierungen von Koordinaten sind für Einrichtungen der Strahlentherapie einschließlich Therapie-Simulatoren erforderlich, da Unterschiede in der Kennzeichnung und Skalierung gleichartiger Bewegungen von verschiedenen Gerätetypen, die in der gleichen Abteilung verwendet werden, die Fehlerwahrscheinlichkeit erhöhen können. Zusätzlich sollten Daten von Geräten zur Bestimmung der Tumorregion wie Ultraschall-, Röntgen-, CT- und NMR-Geräten den Bestrahlungsplanungssystemen in einer Form zur Verfügung gestellt werden, die konsistent mit dem Strahlentherapie-Koordinatensystem ist. Koordinatensysteme für einzelne geometrische Parameter sind erforderlich, um mathematische Transformationen von Punkten und Vektoren von einem Koordinatensystem in ein anderes Koordinatensystem zu ermöglichen.

Ein Ziel dieser Internationalen Norm ist es, Mehrdeutigkeiten, Unklarheiten und Fehler zu vermeiden, die durch die Verwendung verschiedener Gerätetypen hervorgerufen werden können. Deshalb findet diese Norm Anwendung bei allen Arten von Strahlentherapie-Geräten, Therapie-Simulatoren, Daten diagnostischer Einrichtungen, sofern sie für die Strahlentherapie verwendet werden, Aufzeichnungs- und Verifikationsgeräten und bei der Dateneingabe zur Bestrahlungsplanung.

Die Benennungen der Bewegungen sollen als definierte Begriffe nach IEC 60788, IEC 60601-2-1, Anhang AA, und IEC 60601-2-29 (siehe Anhang E) klassifiziert werden.^{N1)}

Diese Norm wird gesondert von den Sicherheitsnormen der Reihe IEC 60601 publiziert. Sie ist keine Sicherheitsnorm und enthält keine Qualitätsanforderungen. Deshalb werden die vorliegenden Anforderungen nicht in künftigen Ausgaben der Normen der Reihe IEC 60601-2 erscheinen, die sich ausschließlich mit Sicherheitsanforderungen befassen.

IEC 60601-2-1, IEC 60601-2-11, IEC 60601-2-29, IEC 60976, IEC 60977, IEC 61168 und IEC 61170 beinhalten Gerätebewegungen und Skalenkonventionen. Eine Anzahl von Änderungen und Ergänzungen sind in dieser Norm durchgeführt worden. Diese sind in Anhang D zusammengefasst.

Ein bedeutender Vorteil eines Standard-Koordinatensystems ist sein Beitrag zur Sicherheit in der Bestrahlungsplanung. Die Skalen, die in dieser Norm festgelegt sind, sind konsistent mit den Koordinatensystemen in diesem Dokument. Es ist dem Benutzer freigestellt, andere Skalenkonventionen zu verwenden. Es wird davon ausgegangen, dass die Hersteller üblicherweise die Skalenkonventionen dieser Norm auf neue Einrichtungen anwenden.

Falls Hersteller, als Option, auf Wunsch des Benutzers andere Skalenkonventionen zur Verfügung stellen, so dass sie zu bereits vorhandenen Anlagen des Benutzers passen oder örtlichen Konventionen bzw. Vorschriften entsprechen, können diese Geräte nicht als konform zu dieser Norm betrachtet werden.

Es wird ferner davon ausgegangen, dass Hersteller als Option Skalen zur Verfügung stellen, um ein vorhandenes Gerät des Benutzers auf die Skalenfestlegungen dieser Norm umzurüsten.

Nicht-isozentrische Einrichtungen sowie die Neigung und Auslenkung des Strahlerkopfes werden wegen ihrer begrenzten klinischen Anwendung in dieser Norm nicht behandelt.

N1) Nationale Fußnote: Anstelle der im internationalen Schriftstück verwendeten unterschiedlichen Druckarten wird in der vorliegenden Norm nur eine Druckart verwendet.

Künftige Ergänzungen werden voraussichtlich Folgendes berücksichtigen:

- Patienten-Koordinatensystem;
- dreidimensionale Therapie-Simulatoren;
- CT-ähnliche Therapie-Simulatoren;
- nicht-isozentrische Einrichtungen.

Einleitung zur Änderung 2

Diese Änderung 2 erweitert die Rotationsmöglichkeiten der Patientenlagerungsvorrichtung um die Z-Achse im raumfesten IEC-Koordinatensystem um zwei zusätzliche Rotationen: Die Neigung um die Längsachse des Patienten und die Kippung um die Querachse des Patienten.

Die Verwendung von zwei zusätzlichen Freiheitsgraden (Neigung und Kippung) verallgemeinert das Koordinatensystem, so dass es systematisch 3 Rotationen und 3 Translationen beinhaltet und daher 6 Freiheitsgrade auf systematische Weise unterstützt. Bei modernen Patientenlagerungsvorrichtungen mit 6 Freiheitsgraden können Translation und Rotation so kombiniert werden, dass die gleichen Ergebnisse wie mit der exzentrischen Rotation des Tischoberteils erzielt werden. Wenn die Tischpositionsdaten unter Verwendung des neuen IEC-Systems geändert werden, ist die Definition der isozentrischen Rotationen für die Übertragung aller behandlungsbezogenen Informationen hinreichend. Das exzentrische Tischoberteil-Koordinatensystem wird jedoch zum Zwecke der Abwärtskompatibilität beibehalten.

ANMERKUNG In der Protonentherapie wird sehr häufig ein Behandlungsstuhl verwendet, bei dem eine Rotation und eine Kippung des Patienten möglich sind, während die Strahlrichtung fest bleibt.

Nur für die Normungsarbeit

1 Anwendungsbereich

Diese Internationale Norm gilt für Geräte und Daten, die im Zusammenhang mit dem Ablauf der Tele-Strahlentherapie stehen, einschließlich der Patientenbilddaten, die benutzt werden in Verbindung mit Bestrahlungssystemen, Therapie-Simulatoren, isozentrischen Gammabestrahlungseinrichtungen, isozentrischen medizinischen Elektronenbeschleunigern und relevanten nicht-isozentrischen Einrichtungen.

Der Zweck dieser Norm ist es, einen konsistenten Satz von Koordinatensystemen zu definieren, die im Verlauf der Tele-Strahlentherapie angewendet werden, die Kennzeichnung von Skalen festzulegen (wo vorhanden), Bewegungen der Geräte, die in diesem Zusammenhang verwendet werden, zu definieren und eventuell verwendete, rechnergestützte Steuerungen zu erleichtern.

2 Koordinatensysteme

Jeder Hauptkomponente der Einrichtung, die relativ zu anderen Teilen bewegt werden kann, wird ein individuelles Koordinatensystem zugewiesen, wie in Bild 1a dargestellt und in Tabelle 1 zusammengefasst ist. Ferner wird ein raumfestes Bezugssystem definiert. Jede Hauptkomponente (z. B. Tragarm, Strahlerkopf) ist immer ortsfest bezüglich ihres eigenen Koordinatensystems.

Perspektivische Ansichten eines isozentrischen medizinischen Elektronenbeschleunigers und eines Therapie-Simulators sind in den Bildern 1a, 14a und 14b gezeigt. Isometrische Projektionen von Koordinatensystemen sind in mehreren Bildern dargestellt. In den Bildern zeigt ein elliptischer Pfeil (isometrische Projektion) um eine Achse eines Koordinatensystems immer die Rotation dieses Koordinatensystems im Uhrzeigersinn um diese Achse an, von seinem Ursprung aus in positiver Richtung gesehen.

ANMERKUNG Im Folgenden sind bisweilen Rotationen der individuellen Koordinatensysteme im Gegenuhrzeigersinn (CCW) beschrieben, bei denen die Rotationsachse nicht vom Ursprung dieses Koordinatensystems aus gesehen wird.

Die Definition von Koordinatensystemen, die in folgenden Abschnitten festgelegt sind, erlaubt mathematische Transformationen (Rotation und/oder Translation) für den Übergang der Koordinaten eines Punktes oder Vektors von einem Koordinatensystem in ein anderes. Siehe Anhang A für Beispiele von Koordinatentransformationen.

2.1 Allgemeine Regeln

2.1.1 Alle Koordinatensysteme sind kartesisch rechtshändig. Ansteigende Skalenwerte bei linearen Bewegungen und Rotationen sind in Bild 2 dargestellt. Sind die Winkelstellungen aller Koordinatensysteme null, zeigen alle Z-Achsen senkrecht nach oben.

2.1.2 Koordinatenachsen werden mit einem Großbuchstaben gekennzeichnet, gefolgt von einem Kleinbuchstaben, der das Koordinatensystem identifiziert.

2.1.3 Koordinatensysteme haben eine hierarchische Struktur (Mutter-Tochter-Relation) in dem Sinne, dass jedes System aus einem anderen System abgeleitet ist. Das gemeinsame Muttersystem ist das raumfeste Referenzsystem. Bild 3 und Tabelle 2 zeigen die hierarchische Struktur, die in 2 untergeordnete hierarchische Strukturen aufgeteilt ist, eine in Bezug auf den Tragarm, die zweite bezüglich des Patiententisches.

2.1.4 Die Lage und Orientierung jedes Tochter-Koordinatensystems (d) sind abgeleitet von seinem Mutter-Koordinatensystem (m) durch Translation seines Ursprungs I_d längs einer, zweier oder dreier Achsen seines Muttersystems und anschließende Rotation des Tochtersystems um eine der verschobenen Achsen des Tochtersystems.

ANMERKUNG Die mechanischen Bewegungen von Geräteteilen dürfen in abweichender Reihenfolge ablaufen, solange das Gerät die gleiche Endposition und Orientierung erreicht, wie es sie nach der angegebenen Reihenfolge erreicht hätte.

Die Bilder 1b und 1c zeigen Beispiele für Translationen des Ursprungs Id des Tochtersystems längs der Achsen X_m , Y_m , Z_m des Muttersystems.

Bild 1b zeigt die Translation des Ursprungs Id längs X_m , Y_m , Z_m und Rotation um die zur Achse Z_m parallele Achse Z_d .

Bild 1c zeigt die Translation des Ursprungs Id längs X_m , Y_m , Z_m und Rotation um die zur Achse Y_m parallele Achse Y_d .

BEISPIEL Das Blenden-Koordinatensystem ist vom Tragarm-Koordinatensystem abgeleitet und dieses vom raumfesten System. Folglich bedingt eine Rotation des Tragarm-Systems eine analoge Rotation der Koordinatenachsen des Blenden-Koordinatensystems im raumfesten System. Der Ursprung des Blenden-Koordinatensystems (Ort der Strahlungsquelle) ist im raumfesten System (im Raum) verschoben.

2.1.5 Ein in einem System definierter Punkt kann in den Koordinaten des nächsthöheren Systems (seinem Muttersystem) oder des nächsttieferen Systems (seinem Tochtersystem) durch die Anwendung von Koordinatentransformationen bestimmt werden (siehe Bild 3 und Anhang A). Folglich ist es möglich, die Koordinaten eines im Blenden-Koordinatensystem definierten Punktes durch sukzessive Anwendung von Koordinatentransformationen (Rotationen und Translationen des Ursprungs, wie in 2.1.4 definiert) im Tischoberteil-System zu berechnen, in dem man zuerst vom Blenden-Koordinatensystem aufwärts zum raumfesten System geht (z. B. vom Blenden-Koordinatensystem zum Tragarm-Koordinatensystem zum raumfesten System) und von dort abwärts zum Tischoberteil-System (z. B. vom raumfesten System zum Patiententisch-System zum exzentrischen Tischoberteil-System, falls vorhanden, zum Tischoberteil-System). Solche Koordinaten-Transformationen können im Rahmen der Bestrahlungsplanung die Lösung komplexer geometrischer Probleme beträchtlich erleichtern sowie Einstellfehler an den Geräten minimieren.

2.1.6 Schreibweise

2.1.6.1 Mit Großbuchstaben werden die Koordinatenachsen, mit Kleinbuchstaben die Koordinatensysteme gekennzeichnet.

BEISPIEL Y_g bedeutet: y-Achse des Tragarm-Systems.

2.1.6.2 Die Rotation eines Koordinatensystems bezüglich seines Muttersystems um eine bestimmte Achse seines eigenen Systems wird durch den Rotationswinkel, der die Achse, um die es rotiert (ψ um X, φ um Y, θ um Z), und durch einen Kleinbuchstaben, der das betreffende System identifiziert, gekennzeichnet.

BEISPIEL $\theta_b = 30^\circ$ bedeutet Rotation des „b“-Systems bezüglich des „g“-Systems um einen Winkel von 30° (vom Isozentrum aus gesehen im Uhrzeigersinn) um die Z_b -Achse des „b“-Systems (siehe Bilder 12a, 12b und Bild 5 mit $\theta_b = 15^\circ$).

2.1.6.3 Die lineare Lage des Ursprungs eines Tochter-Koordinatensystems innerhalb seines Muttersystems wird durch Großbuchstaben, die das Tochtersystem kennzeichnen, und durch die Koordinatenachse des Muttersystems, längs derer es verschoben wird, bezeichnet.

BEISPIEL R_y = (Zahlenwert) bedeutet die Lage des Ursprungs des Röntgen-Bildempfänger-Koordinatensystems auf der Koordinatenachse Y_g (seines Muttersystems).

2.1.6.4 Die Position einer bewegbaren Gerätekomponente, die kein eigenes Koordinatensystem besitzt, wird innerhalb des Systems, in dem sie sich bewegt, durch einen Großbuchstaben bezeichnet, der das sich bewegende Teil kennzeichnet, und durch einen Kleinbuchstaben, der die Achse des Koordinatensystems kennzeichnet, entlang derer sie sich bewegt.

BEISPIEL $X_1 [X_b]$ = (Zahlenwert) bedeutet die Lage des Randes X_1 des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes auf der Achse X_b des Blenden-Koordinatensystems.

ANMERKUNG Wenn die Lage einer Gerätekomponente nur entlang einer Koordinatenachse verschoben werden kann, dann kann die Bezeichnung dieser Koordinatenachse weggelassen werden. Im vorliegenden Beispiel ist dann X_1 = (Zahlenwert) ausreichend.

2.1.6.5 Die Lage eines Punktes innerhalb eines Koordinatensystems ist gegeben durch die Zahlenwerte seiner Koordinaten in diesem System.

BEISPIEL Koordinatenwerte eines Punktes im Röntgen-Bildempfänger-System

$x_r = +20$ cm

$y_r = -10$ cm

$z_r = 0$ cm

2.1.7 Bei Rotations-Transformationen von mehr als einer Rotation muss die Reihenfolge der Rotationen beachtet werden. Falls die Reihenfolge der Rotationen nicht konstant ist, führt dies zu unterschiedlichen Transformationsmatrizen und Achsenorientierungen.

Die Reihenfolge, in der die Rotationen anzuwenden sind, ist in Abschnitt 2 dieser Norm beschrieben.

ANMERKUNG $M_{ab}^{-1} = M_{ba}$ (siehe A.1).

2.2 Raumfestes Bezugssystem („f“) (siehe Bild 1a)

Das raumfeste Koordinatensystem („f“) ist ortsfest im Raum. Es ist definiert durch eine horizontale Koordinatenachse Y_f , die vom Isozentrum zum Tragarm zeigt, durch eine Koordinatenachse Z_f , die senkrecht nach oben zeigt, und durch eine Koordinatenachse X_f , die senkrecht zu Y_f und Z_f ist und vom Betrachter aus nach rechts zeigt, wenn dieser dem Tragarm gegenübersteht. Für isozentrische Geräte ist der Ursprung I_f das Isozentrum I_o und folglich Y_f die Rotationsachse des Tragarms.

2.3 Tragarm-Koordinatensystem („g“) (siehe Bild 4)

Das „g“-Koordinatensystem ist ortsfest in Bezug auf den Tragarm, sein Muttersystem ist das Y-System. Sein Ursprung I_g ist das Isozentrum. Seine Koordinatenachse Z_g zeigt zur Strahlungsquelle. Die Koordinatenachsen Y_g und Y_f decken sich.

Das „g“-System befindet sich in Nullgradstellung, wenn es mit dem „f“-System zusammenfällt.

Die Rotation des „g“-Systems ist definiert durch die Rotation der Koordinatenachsen X_g und Z_g um einen Winkel φ_g um die Achse Y_g (folglich um Y_f des „f“-Systems).

Ein Ansteigen des Wertes φ_g entspricht einer Tragarmrotation im Uhrzeigersinn, vom Isozentrum aus entlang der horizontalen Achse Y_f in Richtung Tragarm gesehen.

2.4 Blenden- oder Messblenden-Koordinatensystem („b“) (siehe Bild 5)

Das „b“-System ist ortsfest in Bezug auf das Blendensystem oder die Messblenden, sein Muttersystem ist das „g“-System. Sein Ursprung I_b ist die Strahlungsquelle. Seine Koordinatenachse Z_b fällt mit der Achse Z_g zusammen und zeigt in die gleiche Richtung wie diese. Die Koordinatenachsen X_b und Y_b sind senkrecht zu den entsprechenden Rändern X_1 , X_2 , Y_1 und Y_2 des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes (siehe 6.4).

ANMERKUNG Die Lage der Ränder des Strahlenfeldes ist durch das Koordinatensystem definiert. Das Koordinatensystem ist nicht durch die Ränder des Strahlenfeldes definiert.

Für Geräte mit veränderbarem Abstand zwischen dem Isozentrum und der Strahlungsquelle (z. B. einige Therapie-Simulatoren) entspricht diese FAA-(Fokus-Achs-Abstand-)Bewegung einer linearen Verschiebung des „b“-Koordinatensystems längs der Z_g -Achse seines Muttersystems („g“-System).

Das „b“-System befindet sich in Nullgradstellung, wenn die Koordinatenachsen X_b und Y_b parallel zu den entsprechenden Achsen X_g und Y_g sind und in die gleiche Richtung zeigen wie diese.

Die Rotation des „b“-Systems ist definiert durch die Rotation der Koordinatenachsen X_b und Y_b um die Z_b -Achse (folglich um die Z_g -Achse des „g“-Systems) um einen Winkel θ_b .

Ein Ansteigen des Wertes von θ_b entspricht, vom Isozentrum aus in Richtung Strahlungsquelle gesehen, einer Rotation des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes im Uhrzeigersinn (siehe Bilder 15a und 15b).

2.5 Keilfilter-Koordinatensystem („w“) (siehe Bild 7)

Das „w“-Koordinatensystem ist ortsfest in Bezug auf das Keilfilter, sein Muttersystem ist das „b“-System. Sein Ursprung I_w ist so definiert, dass die Koordinatenachse Y_w zum dünnen Ende des Keilfilters zeigt und in seiner Nullstellung die Achse Z_w durch die Strahlungsquelle geht, mit der Z_b -Achse zusammenfällt und in die gleiche Richtung zeigt wie diese.

ANMERKUNG 1 Der Hersteller oder der Benutzer kann die Lage von I_w so wählen, dass sie zum Design der Keilfiltervorrichtung passt. Zum Beispiel ist es möglich, I_w als den Schnittpunkt der Achse Z_w mit einer speziellen Oberfläche des Keilfilters zu definieren.

Sind das „w“-System und das „b“-System in Nullgradstellung ($\theta_w = 0^\circ$ und $\theta_b = 0^\circ$), so zeigt das dünne Ende des Keilfilters (das Ende entlang Y_w mit der höchsten Transmission) zum Tragarm, und die Koordinatenachsen X_w und Y_w sind parallel zu den entsprechenden Achsen X_b und Y_b .

Die Rotation des „w“-Systems ist definiert durch die Rotation der Koordinatenachsen X_w und Y_w um die Z_w -Achse (parallel zur Z_b -Achse des „b“-Systems) um den Winkel θ_w .

Ein Ansteigen des Zahlenwertes des Winkels θ_w entspricht, von der Strahlungsquelle aus gesehen, einer Rotation des Keilfilters um Z_w (parallel zur Z_b -Achse) im Gegenuhrzeigersinn.

Bei Nullgradstellung des „w“- „b“- und „g“-Koordinatensystems entspricht eine positive Längsverschiebung des Ursprungs I_w einer Bewegung des dünnen Keilfilterendes in Richtung Tragarm längs Y_b . Eine positive Querverschiebung entspricht, vom Betrachter aus gesehen, einer Bewegung nach rechts, wenn dieser dem Tragarm gegenübersteht.

ANMERKUNG 2 Zur bequemen Handhabung können mechanische Keilfilter unter Umständen quer eingeschoben werden. In solchen Fällen gelten die Winkel zur Filterorientierung ebenfalls. Wenn z. B. bei Nullgradstellung des „b“- und „g“-Systems ($\theta_b = 0^\circ$ und $\phi_g = 0^\circ$) das Keilfilter so eingesetzt wird, dass sein dünne Ende vom Betrachter aus nach links zeigt, wenn dieser dem Tragarm gegenübersteht, entspricht der Winkel $\theta_w = 90^\circ$. Unter der gleichen Voraussetzung zeigt für $\theta_w = 270^\circ$ das dünne Ende des Keilfilters vom Betrachter aus nach rechts.

2.6 Röntgen-Bildempfänger-Koordinatensystem („r“) (siehe Bilder 6 und 8)

Das „r“-Koordinatensystem ist ortsfest in Bezug auf den Röntgen-Bildempfänger (z. B. Bildverstärker, Röntgenfilm im Röntgenkassettenhalter, strahlungsempfindliche Folie oder Platte), sein Muttersystem ist das „g“-System. Sein Ursprung I_r liegt im Mittelpunkt der Bildauffangebene.

In Nullgradstellung des „r“-Systems sind die Koordinatenachsen X_r , Y_r , Z_r parallel zu den entsprechenden Achsen X_g , Y_g , Z_g des „g“-Systems.

Die Rotation des „r“-Systems ist definiert durch die Rotation der Koordinatenachsen X_r und Y_r um Z_r (parallel zur Z_g -Achse) um einen Winkel θ_r .

Ein Ansteigen des Zahlenwertes des Winkels θ_r entspricht, von der Strahlungsquelle aus gesehen, einer Rotation des Röntgen-Bildverstärkers im Gegenuhrzeigersinn.

In Nullstellung des „r“-Systems liegt sein Ursprung I_r im Isozentrum. Dies mag unter Umständen mechanisch nicht einstellbar sein, definiert aber den Ursprung der Verschiebung des „r“-Systems längs Z_g .

ANMERKUNG 1 Der Abstand von der Strahlungsquelle zur Röntgen-Bildauffangebene (Fokus-Bildempfänger-Abstand) kann ebenso zur Bestimmung der geometrischen Vergrößerung des Bildes angezeigt werden.

Die Werte R_x , R_y und R_z sind die Quer-, Längs- und Vertikalverschiebung des Ursprungs I_r der Bildauffangebene längs X_g , Y_g und Z_g .

ANMERKUNG 2 Gibt es mehrere unterschiedliche Vorrichtungen (wie z. B. Röntgenfilm oder Bildverstärker), die an einer bestimmten Einrichtung als Röntgen-Bildempfänger benutzt werden, so kann jede ihren eigenen Ursprung I_r haben.

2.7 Patiententisch-Koordinatensystem („s“) (siehe Bild 9)

Das „s“-Koordinatensystem ist ortsfest in Bezug auf den Teil des Patiententisches, der um die vertikale Achse Z_s rotiert. Diese Rotation wird mittels der so genannten Drehscheibe ausgeführt. Das Muttersystem des „s“-Systems ist das „f“-System. Sein Tochtersystem ist das Koordinatensystem „e“ der exzentrischen Rotation.

ANMERKUNG 1 Das „s“-System gilt sowohl für isozentrische als auch für nicht-isozentrische Patiententische. Die erstgenannten sind durch eine vertikale, im Raum ortsfeste Rotationsachse gekennzeichnet, wohingegen bei den letztgenannten diese Achse in Richtungen, die parallel zu den Koordinatenachsen X_f und Y_f sind, linear verschiebbar ist.

Der Ursprung I_s des „s“-Systems liegt auf der vertikalen Rotationsachse Z_s im gleichen Abstand vom Fußboden wie das Isozentrum.

In Nullstellung des Patiententisches liegt I_s im Isozentrum, und die Koordinatenachsen X_s , Y_s , Z_s des „s“-Systems stimmen mit den entsprechenden Achsen X_f , Y_f , Z_f des „f“-Systems überein.

Die Rotation des „s“-Systems ist definiert durch die Rotation der Koordinatenachsen X_s und Y_s um die zur Achse Z_f parallele Achse Z_s um einen Winkel α_s .

Ein Ansteigen der Zahlenwerte des Winkels α_s entspricht, von oben gesehen, einer Rotation des Patiententisches im Gegenuhrzeigersinn.

ANMERKUNG 2 Bei nicht-isozentrischen Patiententischen werden die Werte der Quer- und Längsverschiebung des Ursprungs I_s längs der Koordinatenachsen X_f und Y_f mit S_x und S_y bezeichnet.

ANMERKUNG 3 Da die Höhe von I_s konstant ist, ist S_z gleich null. Die vertikale Verschiebung des Tischoberteils bezüglich des Isozentrums wird in 2.9 behandelt; sie wird mit Y_z bezeichnet.

2.8 Tischoberteil-Koordinatensystem für die exzentrische Rotation („e“) (siehe Bilder 10 und 11)

Ein isozentrischer Patiententisch kann eine Vorrichtung zur Rotation des Tischoberteils um eine vertikale Achse Z_e , die um eine Strecke $-L_e$ von der Koordinatenachse Z_s des „s“-Systems längs der Koordinatenachse Y_s des „s“-Systems verschoben ist.

Das „e“-System ist ortsfest in Bezug auf die Vorrichtung zur exzentrischen Rotation, sein Muttersystem ist das „s“-System. Sein Tochtersystem ist das Tischoberteil-Koordinatensystem Y . Der Ursprung I_e des exzentrischen Systems liegt auf der vertikalen Achse der exzentrischen Rotation im gleichen Abstand zum Fußboden wie das Isozentrum.

ANMERKUNG 1 Bei isozentrischen Patiententischen ohne die Möglichkeit zur exzentrischen Rotation und bei nicht-isozentrischen Patiententischen stimmen „e“- und „s“-System überein.

In Nullstellung des exzentrischen Systems sind die Koordinatenachsen X_e , Y_e und Z_e parallel zu den Koordinatenachsen X_s , Y_s und Z_s des „s“-Systems, wobei I_e auf der Y_s -Achse um $-L_e$ gegenüber I_s verschoben ist.

Die Rotation des „e“-Systems ist durch die Rotation der Koordinatenachsen X_e und Y_e um die Koordinatenachse Z_e (parallel zu Z_s) um einen Winkel α_e definiert.

Ein Ansteigen des Zahlenwertes des Winkels α_e entspricht, von oben gesehen, einer Rotation des Tischoberteils um die Z_e -Achse im Gegenuhrzeigersinn.

Daher führt die Rotation des „s“-Systems um einen Winkel θ und des „e“-Systems um den Komplementärwinkel $\theta_c = 360^\circ - \theta$ zu einer seitlichen Translation des Tischoberteils parallel zu sich selbst.

ANMERKUNG 2 Die Rotation des „e“-Systems bedingt nicht nur eine Rotation des Tischoberteils um einen Winkel θ um die exzentrische Rotationsachse, sondern auch eine Verschiebung des Ursprungs I_t des Tischoberteil-Systems Y relativ zum „s“-System.

2.9 Tischoberteil-Koordinatensystem („t“) (siehe Bilder 10, 11, 18 und 19)

Das „t“-System ist ortsfest in Bezug auf das Tischoberteil, sein Muttersystem ist das „e“-System. Sein Ursprung I_t ist ein festgelegter Punkt auf der Tischplatte, der den Schnittpunkt zwischen der Mittelachse der Tischplatte und der vertikalen Achse Z_s des Patiententisches darstellt, wenn der Winkel θ der exzentrischen Rotation um die vertikale Achse (falls vorhanden) null ist, und die Tischplatte

- horizontal,
- im „e“-System seitlich zentriert und
- in Längsrichtung maximal von Z_s zurückgezogen ist.

Die Koordinatenachse Y_t fällt mit der Mittelachse der Tischplatte zusammen, die Koordinatenachse Z_t zeigt normal zur Tischplatte.

In Nullstellung der „t“-Systems

- hat der Ursprung I_t den kleinsten Abstand von I_e (Tischplatte vollständig zurückgezogen),
- fallen Y_t und Y_e zusammen und zeigen in die gleiche Richtung und
- sind die Koordinatenachsen X_t und Z_t parallel zu den entsprechenden Achsen X_e und Z_e und zeigen in die gleiche Richtung wie diese.

ANMERKUNG 1 Sind die isozentrischen und exzentrischen Winkel θ und θ_c gleich null (oder ist die exzentrische Bewegung nicht verfügbar) und befindet sich das „t“-System in seiner Nullstellung, so stimmen die Koordinatenachsen X_t , Y_t und Z_t mit den Koordinatenachsen X_f , Y_f und Z_f des raumfesten Systems überein.

T_x , T_y und T_z sind die Quer-, Längs- und Vertikalverschiebungen des Ursprungs I_t des Tischoberteil-Systems und entsprechen einer Bewegung längs der 3 Koordinatenachsen X_e , Y_e , Z_e im exzentrischen System oder X_s , Y_s , Z_s im Patiententischsystem, falls die exzentrische Rotation nicht verfügbar ist.

ANMERKUNG 2 Zweck der identisch definierten Lage des Ursprungs I_t und des Isozentrums bei vollständig zurückgezogener Tischplatte ist es, sicherzustellen, dass bei allen Patientenbehandlungen die Position der Tischplatte in Längsrichtung im „s“- oder „e“-System durch eine positive Zahl angegeben wird. Es ist nicht erforderlich, dass dieser Ursprung tatsächlich auf der Tischplatte im Isozentrum markiert wird, da dies z. B. bei auswechselbaren Tischplatten und Zusätzen zur Tischplatte unter Umständen nicht praktikabel ist. Es ist lediglich notwendig, dass der Ursprung I_t mit Hilfe eines bekannten Abstandes zu einem zugänglichen und deutlich markierten Punkt auf der Tischplatte bestimmt werden kann.

ANMERKUNG 3 Bei Tischoberteilen mit unterschiedlich weitem Verschiebungsbereich in Längsrichtung, z. B. von verschiedenen Herstellern, kann unter Umständen der Ursprung I_t des Tischoberteil-Systems unterschiedliche Positionen haben.

Die Rotation des „t“-Systems um die Achse X_t (Neigung des Tischoberteils) entspricht dem Rotationswinkel ψ_t .

Ein Ansteigen der Zahlenwerte von ψ_t entspricht, vom Ursprung des Tischoberteil-Koordinatensystems längs der positiven X_t -Achse aus gesehen, einer Rotation des Tischoberteils im Uhrzeigersinn.

Die Rotation des „t“-Systems um die Achse Y_t (Kippung des Tischoberteils) entspricht dem Rotationswinkel ϕ_t .

Ein Ansteigen der Zahlenwerte von ϕ_t entspricht, vom Ursprung des Tischoberteil-Koordinatensystems längs der positiven Y_t -Achse aus gesehen, einer Rotation des Tischoberteils im Uhrzeigersinn.

2.10 Patienten-Koordinatensystem („p“) (siehe Bilder 17a und 17b)

Das „p“-Koordinatensystem ist ortsfest bezüglich des Patienten, sein Muttersystem ist das „t“-System. Sein Ursprung I_p ist ein geeignet gewählter, relativ zur Anatomie des Patienten definierter Punkt.

ANMERKUNG Jeder Patient hat einen individuellen Koordinatenursprung I_p , dessen anatomische Lage so ausgewählt wird, dass er für den geplanten Behandlungsbereich und die Behandlungstechnik geeignet ist. Dieser Punkt muss jedoch nicht innerhalb oder auf der Oberfläche des Patienten liegen. Wird z. B. eine den Patienten umschließende Vorrichtung zur Ausrichtung des Strahlenfeldes verwendet, wäre es sinnvoll, einen Punkt auf dieser Vorrichtung bzw. auf deren Halterung, falls diese mit der Tischplatte verbunden ist, zu wählen.

Entsprechend Bild 17a ist die Koordinatenachse X_p parallel zur Schnittlinie zwischen einer coronalen und einer transversalen Ebene des Patienten. Die Koordinatenachse Y_p ist parallel zur Schnittlinie zwischen einer sagittalen und einer coronalen Ebene des Patienten. Die Koordinatenachse Z_p ist parallel zur Schnittlinie zwischen einer sagittalen und einer transversalen Ebene des Patienten. Die positive X_p -Achse zeigt zur linken Patientenseite, die positive Y_p -Achse zeigt innerhalb des Patienten zum Scheitel hin, und die positive Z_p -Achse zeigt innerhalb des Patienten zu seiner Vorderseite.

In Nullstellung des „p“-Systems sind die Koordinatenachsen X_p , Y_p und Z_p parallel zu den entsprechenden Achsen X_t , Y_t und Z_t des „t“-Systems.

Die Rotation des „p“-Systems um die Achse X_p entspricht dem Rotationswinkel φ_p .

Ein Ansteigen der Zahlenwerte von φ_p entspricht, von der rechten Patientenseite aus gesehen, einer Rotation des Patienten im Uhrzeigersinn.

Die Rotation des „p“-Systems um die Achse Y_p entspricht dem Rotationswinkel φ_p .

Ein Ansteigen der Zahlenwerte von φ_p entspricht, von den Füßen zum Kopf des Patienten aus gesehen, einer Rotation des Patienten im Uhrzeigersinn.

Die Rotation des „p“-Systems um die Achse Z_p entspricht dem Rotationswinkel θ_p .

Ein Ansteigen der Zahlenwerte von θ_p entspricht, von der Rückseite des Patienten aus gesehen, einer Rotation des Patienten im Uhrzeigersinn.

Die Werte P_x , P_y und P_z sind die Quer-, Längs- und Vertikalverschiebung des Ursprungs I_p des Patienten vom Ursprung I_t längs X_t , Y_t und Z_t .

3 Kennzeichnung von Skalen und digitalen Anzeigen

Forderungen nach Bereitstellung von Skalen für Gerätepositionen sind in einschlägigen IEC-Sicherheitsnormen enthalten.

Wo Skalen vorhanden sind, sollten sie die Festlegungen dieses Abschnittes erfüllen. Alle Skalen und digitalen Anzeigen sollten aus der üblichen Arbeitsposition heraus leicht lesbar sein. Sie sollten in einer übersichtlichen Form, die Funktion und Anzeige eindeutig erkennen lässt, beschriftet sein. Alle linearen Skalen sollten entweder in Zentimeter oder in Millimeter eingeteilt sein, nicht aber in beide. Zahlen linearer Skalen und linearer digitaler Anzeigen (ausgenommen die Zahl Null) sollten stets mit Vorzeichen angegeben werden (z. B. -2, -1, +1, +2). Mechanische lineare Skalen sollten in Intervalle von 0,5 cm oder weniger unterteilt sein. Digitale lineare Anzeigen sollten in Intervalle von 0,1 cm unterteilt sein.

ANMERKUNG Das „+“-Zeichen ist nicht erforderlich, wenn der Wert niemals negativ sein kann (z. B. Feldabmessung F_x und F_y des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes). Es ist nicht notwendig, dass der Bediener bei der Eingabe eines positiven Zahlenwertes tatsächlich ein Pluszeichen eingibt, bei derartigen Zahlenwerten wird lediglich ein Pluszeichen angezeigt.

Alle Skalen für Rotationen und digitale Winkelanzeigen sollten ausschließlich in positive Grade ohne Vorzeichen unterteilt sein, z. B.: 358°, 359°, 0°, 1°, 2°.

An Bildschirmen sollten vollständige Wörter oder Wortabkürzungen (keine Zeichen oder Symbole) verwendet werden, um die Kennzeichnung der verschiedenen bewegbaren Teile anzuzeigen.

Die Nullstellungen und die Richtungen ansteigender Skalenwerte sollten den Forderungen der Abschnitte 5 und 6 genügen.

Die Bilder 12a, 12b und 12c zeigen Beispiele.

4 Bezeichnung der Gerätebewegungen

Die Gerätebewegungen sind wie folgt zu bezeichnen (siehe Bilder 13a, 13b und 13c):

Tabelle 1 — Gerätebewegungen und Bezeichnungen

Achse (1)	Rotation des Tragarms
Achse (2)	Auslenkung des Strahlerkopfes ^a
Achse (3)	Neigung des Strahlerkopfes ^a
Achse (4)	Rotation des Blendensystems oder der Messblenden
Achse (5)	Isozentrische Rotation des Patiententisches
Achse (6)	Exzentrische Rotation des Tischoberteils
Achse (7)	Neigung des Tischoberteils
Achse (8)	Kippen des Tischoberteils
Richtung (9)	Vertikale Verschiebung des Tischoberteils
Richtung (10)	Querverschiebung des Tischoberteils
Richtung (11)	Längsverschiebung des Tischoberteils
Richtung (12)	Verschiebung der Strahlungsquelle von Achse (1) parallel zu Achse (4) ^b
Richtung (13)	Verschiebung der Strahlungsquelle vom Fußboden parallel zu Achse (4) bei Tragarmwinkelstellung null ^b
Richtung (14)	Feldbemessung FX des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes in Richtung Xb bei einem bestimmten Abstand von der Strahlungsquelle (üblicherweise im normalen Bestrahlungsabstand)
Richtung (15)	Feldabmessung FY des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes in Richtung Yb bei einem bestimmten Abstand von der Strahlungsquelle (üblicherweise im normalen Bestrahlungsabstand)
Richtung (16)	Verschiebung des Röntgen-Bildempfängers und/oder des Röntgenkassettenhalters in X-Richtung senkrecht zu Achse (1) und Achse (4)
Richtung (17)	Verschiebung des Röntgen-Bildempfängers und/oder des Röntgenkassettenhalters in Y-Richtung parallel zu Achse (1)
Richtung (18)	Verschiebung des Röntgen-Bildempfängers und/oder des Röntgenkassettenhalters in Z-Richtung parallel zu Achse (4)
Achse (19)	Rotation des Röntgen-Bildempfängers und/oder Röntgenkassettenhalters
Richtung (20)	Abstand zwischen dem Zentralstrahl und dem Rand X1 des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes bei einem bestimmten Abstand von der Strahlungsquelle (üblicherweise beim normalen Bestrahlungsabstand)
Richtung (21)	Abstand zwischen dem Zentralstrahl und dem Rand X2 des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes bei einem bestimmten Abstand von der Strahlungsquelle (üblicherweise beim normalen Bestrahlungsabstand)
Richtung (22)	Abstand zwischen dem Zentralstrahl und dem Rand Y1 des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes bei einem bestimmten Abstand von der Strahlungsquelle (üblicherweise beim normalen Bestrahlungsabstand)

Tabelle 1 (fortgesetzt)

Richtung (23)	Abstand zwischen dem Zentralstrahl und dem Rand Y2 des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes bei einem bestimmten Abstand von der Strahlungsquelle (üblicherweise beim normalen Bestrahlungsabstand)
^a	Die Neigung und Auslenkung bzw. Kippung des Strahlerkopfes, die Achsen (2), (3) und die vertikale Verschiebung der Strahlungsquelle, Richtung (13), werden aus Gründen der Kontinuität mit IEC 60601-2-1 als Bezeichnungen beibehalten. Aus Gründen der Vereinfachung werden sie jedoch nicht weiterhin in dieser Norm berücksichtigt.
^b	Dies gilt für die Skala von Therapie-Simulatoren mit veränderbarem Fokus-Achs-Abstand.

5 Nullstellungen

Sind alle linearen Verschiebungen längs der Koordinatenachsen X, Y, Z und alle Rotationswinkel ψ , φ , θ gleich null, so ist die Gerätestellung wie folgt.

- 1) Der Zentralstrahl zeigt senkrecht nach unten und geht durch das Isozentrum.
- 2) Die X1- und X2-Ränder des rechteckigen Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes sind senkrecht zu den Y1- und Y2-Rändern und parallel zur Rotationsachse Yg des Tragarms. Die Ränder sind so orientiert, dass der maximal verfügbare Winkelbereich einer Rotation des Blendensystems oder der Messblenden im Uhrzeigersinn und im Gegenuhrzeigersinn gleich groß ist oder annähernd so gleich wie möglich.
- 3) Die Richtung zunehmender Keilfilterdurchlässigkeit (d. h. das dünne Ende) zeigt zum Tragarm.
- 4) Die Mittellinie in Längsrichtung des Tischoberteils fällt mit der Rotationsachse des Tragarms zusammen.
- 5) Das Tischoberteil ist vollständig vom Tragarm zurückgezogen.
- 6) Der Röntgen-Bildempfänger ist bezüglich des Zentralstrahls zentriert und normal zu diesem. Die Röntgen-Bildauffangebene enthält das Isozentrum.
- 7) Die längere Seite des Röntgenkassettenhalters ist parallel zur Tragarmrotationsachse Yg. Die durch den Kassettenhalter definierte Ebene ist senkrecht zur Rotationsachse des Blendensystems oder der Messblenden.

6 Zusammenstellung von Skalen, Gradeinteilungen, Richtungen und Anzeigen

Sind alle Teile der Einrichtung in Nullstellung, so lauten die Skalenanzeigen und Richtungen wie folgt.

6.1 Rotation des Tragarms (siehe Bilder 14a und 14b)

Vom Isozentrum zum Tragarm hin gesehen steigt die Anzeige von 0° auf 359° im Uhrzeigersinn an.

Bezeichnung: Tragarm-Rotationswinkel



ANMERKUNG Bedingt durch den Antrieb des Tragarms, aufgewickelte Kabel und Schläuche usw. ist die Rotation nicht kontinuierlich. Angenommen, eine Rotation sei möglich von der 180°-Stellung (Strahlrichtung senkrecht nach oben) über die 0°- bzw. 360°-Stellung (Strahlrichtung senkrecht nach unten) zur 180°-Stellung (Strahlrichtung senkrecht nach oben), wo die Rotation endet. Wenn die vorausgegangene Bestrahlung eine 360°-Bestrahlung im Uhrzeigersinn von 180° bis 180° war, dann sollte die nächste Bewegungsbestrahlung entweder im Gegenuhrzeigersinn ablaufen oder der Tragarm vor der Bestrahlung zum gewünschten Startwinkel zurückgesetzt werden, damit die folgende Bestrahlung im Uhrzeigersinn ablaufen kann. Dazu sind die vorangegangenen Daten erforderlich, um die nächsten Schritte festlegen zu können.

6.2 Rotation des Blendensystems oder der Messblenden (siehe Bilder 15a und 15b)

Von der Strahlungsquelle aus gesehen steigt die Anzeige von 0° auf 359° im Gegenuhrzeigersinn an.

Bezeichnung: Blenden- oder Messblenden-Drehwinkel

$$\theta_b = \underline{\hspace{2cm}}$$

6.3 Rotation des Keilfilters (siehe Bilder 7 und 14a)

Von der Strahlungsquelle aus gesehen steigt die Anzeige von 0° auf 359° im Gegenuhrzeigersinn an.

Bezeichnung: Keilfilter-Rotationswinkel

$$\theta_w = \underline{\hspace{2cm}}$$

ANMERKUNG Unter Umständen ist es nicht möglich, den Keilfilter um die Zb-Achse zu rotieren, wohl aber, ihn unter den Hauptwinkeln (0°, 90°, 180°, 270°) einzusetzen. In diesen Fällen gilt die Keilorientierungsanzeige ebenfalls (z. B. Keilorientierung $\theta_w = 270^\circ$).

6.4 Strahlenfeld oder simuliertes Strahlenfeld

Die Blenden oder die Messblenden bestehen oft aus einem symmetrischen Paar beweglicher Elemente, die ein rechteckiges, relativ zur ihrer Rotationsachse (4) symmetrisches Strahlenfeld ausblenden.

Wenn die Blenden oder die Messblenden so gesteuert werden können, dass das rechteckige Strahlenfeld oder simulierte Strahlenfeld nicht symmetrisch bezüglich ihrer Rotationsachse liegt, so ist das Strahlenfeld oder simulierte Strahlenfeld ein asymmetrisches Feld.

Sind die Elemente des Blendensystems oder der Messblenden unabhängig voneinander bewegbar, z. B. bei einem Multi-Element-Blendensystem, dann wird ein unregelmäßiges (Multi-Element-)Strahlenfeld oder simuliertes Strahlenfeld erzeugt.

Die Anwendung dieser Norm schließt den Fall ein, dass ein Rand oder Element des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes die Rotationsachse (4) des Blendensystems oder der Messblenden überschreitet.

Die Feldabmessungen des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes werden in einem bestimmten Abstand von der Strahlungsquelle (üblicherweise im normalen Bestrahlungsabstand) in der Ebene gemessen, die normal zur Rotationsachse (4) des Blendensystems oder der Messblenden ist.

6.4.1 Ränder des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes (siehe Bild 16a)

Ist der Rotationswinkel des Blendensystems oder der Messblenden gleich null, so sind die Ränder X1 und X2 des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes parallel zur Rotationsachse des Tragarms, die Ränder Y1 und Y2 senkrecht zur Rotationsachse des Tragarms. Die Lage der Ränder des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes in der oben definierten Ebene, die die Anordnung des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes charakterisieren, ist gegeben durch die Koordinatenwerte der Ränder X1 und X2 auf der Koordinatenachse Xb und durch die Koordinatenwerte der Ränder Y1 und Y2 auf der Achse Yb.

In Bild 16a ist ein vom Blendensystem eines Therapie-Simulators erzeugtes Strahlenfeld dargestellt, das nicht mit einer Skala versehen sein muss und das um einen Randstreifen größer als das simulierte Strahlenfeld ist. Dieser Randstreifen muss nicht gleichmäßig sein.^{N2)}

N2) Nationale Fußnote: Die im Originaltext verwendete Benennung „Multi-Element (multileaf) ...“ wurde mit „Multi-Element ...“ und nicht mit „Lamellen ...“ nach DIN 6814-8 übersetzt, da „Lamellen ...“ eine Untergruppe von „Multi-Element ...“ darstellt.

6.4.1.1 Ränder X1 und X2

Wenn der Betrachter dem Tragarm gegenübersteht, liegt der Rand X2 rechts vom Rand X1.

Wenn ein Rand rechts von der Rotationsachse (4) des Blendensystems oder der Messblenden liegt, hat seine Positionsanzeige positive Werte.

Wenn ein Rand links von der Rotationsachse (4) des Blendensystems oder der Messblenden liegt, hat seine Positionsanzeige negative Werte.

6.4.1.2 Ränder Y1 und Y2

Der Rand Y2 liegt auf der dem Tragarm zugewandten Seite von Y1.

Wenn ein Rand auf der dem Tragarm zugewandten Seite der Rotationsachse (4) des Blendensystems oder der Messblenden liegt, hat seine Positionsanzeige positive Werte.

Wenn ein Rand auf der dem Tragarm abgewandten Seite der Rotationsachse (4) des Blendensystems oder der Messblenden liegt, hat seine Positionsanzeige negative Werte.

6.4.1.3 Ränder bei Multi-Element-Blendensystemen

Bei einem Multi-Element-Blendensystem (siehe Bilder 16i, 16j und 16k) gelten die gleichen Regeln für die Ränder jedes Elementes, jedoch ist jedem Element eine Element-Kennzahl zugeordnet entsprechend X101 bis X1N, X201 bis X2N, Y101 bis Y1N und Y201 bis Y2N.

X201 und X2N liegen vom Betrachter aus weiter rechts als X101 und X1N, wenn dieser dem Tragarm gegenübersteht.

Zum Tragarm hin sind die Elemente in folgender Reihenfolge:

X101, X102 ... X1N

X201, X202 ... X2N.

Y201 und Y20N liegen näher am Tragarm als Y101 und Y1N.

Wenn der Betrachter dem Tragarm gegenübersteht, sind die Elemente von links nach rechts in folgender Reihenfolge:

Y101, Y102 ... Y1N

Y201, Y202 ... Y2N.

ANMERKUNG Da N größer als 9 sein kann, werden zwei Ziffern mit führender null verwendet.

6.4.2 Anzeige des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes (siehe Bilder 16a bis 16k)

6.4.2.1 Bei einem symmetrischen rechteckigen Strahlenfeld oder simulierten Strahlenfeld brauchen nur die Feldabmessungen FX und FY als die Abstände zwischen den Rändern X1 und X2 und zwischen Y1 und Y2 angezeigt zu werden.

FX = Zahlenwert von X2 minus Zahlenwert von X1

FY = Zahlenwert von Y2 minus Zahlenwert von Y1

FX und FY werden stets ohne Plus- oder Minuszeichen angezeigt.

Bezeichnung:

Strahlenfeld oder simuliertes Strahlenfeld Feldabmessung

FX = _____

Strahlenfeld oder simuliertes Strahlenfeld Feldabmessung

FY = _____

Wenn in einem Bestrahlungsplan zwei Zahlen für ein rechteckiges Strahlenfeld oder simuliertes Strahlenfeld angegeben sind, so steht die Feldabmessung FX vor der Feldabmessung FY.

Z. B.: ein 10 cm × 12 cm Strahlenfeld bedeutet: FX = 10 cm, FY = 12 cm.

6.4.2.2 Bei asymmetrischen rechteckigen Strahlenfeldern oder simulierten Strahlenfeldern werden die Feldabmessungen FX und FY zusammen mit den Positionen X1, X2 und Y1, Y2 der Ränder des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes relativ zur Rotationsachse (4) des Blendensystems oder der Messblenden angezeigt.

Bezeichnung:

Randpositionen X1 = ± _____

X2 = ± _____

Strahlenfeld oder simuliertes Strahlenfeld Feldabmessung

FX = _____

Randpositionen Y1 = ± _____

Y2 = ± _____

Strahlenfeld oder simuliertes Strahlenfeld Feldabmessung

FY = _____

ANMERKUNG Man beachte, dass z. B. im Falle von zwei miteinander gekoppelten Elementen des Blendensystems oder der Messblenden, die ein symmetrisches Feld FX ergeben und die dann als Ganzes bewegt werden, ein asymmetrisches Feld erzeugt werden kann, das eine von FX verschiedene Feldgröße hat.

6.4.2.3 Bei einem unregelmäßigen Strahlenfeld oder simulierten Strahlenfeld (z. B. bei einem Multi-Element-Blendensystem) sollte eine der beiden folgenden Bedingungen erfüllt sein.

- 1) Die Randkoordinaten jedes Elementes, das das unregelmäßige Feld erzeugt, werden zusammen mit der Kennzahl des Elementes angezeigt, z. B.: X103, X203 für Element 3. Die Abstände zwischen sich gegenüberliegenden Elementrändern werden ebenso angezeigt.

FX03 = Zahlenwert von X203 minus Zahlenwert von X103.

Bezeichnung:

FX03 = _____

X103 = ± _____

X203 = ± _____

- 2) Die Ränder jedes Elementes sollten auf einer Anzeige graphisch dargestellt werden, zusammen mit der numerischen und graphischen Anzeige von Positionsfehlern jedes Elementes.

6.5 Isozentrische Rotation des Patiententisches

Von oben gesehen steigt die Anzeige von 0° auf 359° im Gegenuhrzeigersinn an.

Bezeichnung: Isozentrischer Tischdrehwinkel

$$\theta_s = \underline{\hspace{2cm}}$$

ANMERKUNG Die gleiche Skalenkonvention gilt für nicht-isozentrische Patiententische.

6.6 Exzentrische Rotation des Tischoberteils

Von oben gesehen steigt die Anzeige von 0° auf 359° im Gegenuhrzeigersinn an.

Bezeichnung: Exzentrischer Drehwinkel des Tischoberteils

$$\theta_e = \underline{\hspace{2cm}}$$

6.7 Lineare Bewegungen und Rotation des Tischoberteils

6.7.1 Vertikale Verschiebung des Tischoberteils

Die Anzeige ändert sich vom maximal negativen Wert zum maximal positiven Wert in Aufwärtsrichtung (bei der Anzeige null befindet sich die Oberseite des Tischoberteils in Höhe des Isozentrums).

Bezeichnung: Tischoberteil Vertikalverschiebung

$$T_z = \pm \underline{\hspace{2cm}}$$

6.7.2 Längsverschiebung des Tischoberteils

Die Anzeige steigt von null auf ihren maximalen Wert an, wenn sich das Tischoberteil auf den Tragarm zu bewegt.

Bezeichnung: Tischoberteil Längsverschiebung

$$T_y = \underline{\hspace{2cm}}$$

6.7.3 Querverschiebung des Tischoberteils

Die Anzeige ändert sich vom maximal negativen Wert zum maximal positiven Wert, wenn sich das Tischoberteil, in Richtung Tragarm gesehen, von links nach rechts bewegt.

Bezeichnung: Tischoberteil Querverschiebung

$$T_x = \pm \underline{\hspace{2cm}}$$

6.7.4 Neigung des Tischoberteils

Vom Ursprung des Tischoberteil-Koordinatensystems längs der positiven X_t -Achse aus gesehen, steigt die Anzeige von 0° auf 359° im Uhrzeigersinn an.

Bezeichnung: Neigung des Tischoberteils

$$\psi_t = \underline{\hspace{2cm}}$$

6.7.5 Kippung des Tischoberteils

Vom Ursprung des Tischoberteil-Koordinatensystems längs der positiven Yt-Achse aus gesehen, steigt die Anzeige von 0° auf 359° im Uhrzeigersinn an.

Bezeichnung: Kippung des Tischoberteils

$\phi_t = \underline{\hspace{2cm}}$

6.8 Bewegungen des Röntgen-Bildempfängers

6.8.1 Rotation des Röntgen-Bildempfängers

Von der Strahlungsquelle aus gesehen steigt die Anzeige von 0° auf 359° im Gegenurzeigersinn an.

Bezeichnung: Röntgen-Bildempfänger-Drehwinkel

$\phi_r = \underline{\hspace{2cm}}$

6.8.2 Änderung des Abstandes des Röntgen-Bildempfängers von der Strahlungsquelle (Fokus-Bildempfänger-Abstand)

Die Anzeige ändert sich vom maximal negativen Wert zum minimal negativen Wert, wenn der Röntgen-Bildempfänger auf die Strahlungsquelle zu bewegt wird. Null entspricht dem Ort der Strahlungsquelle.

Bezeichnung: Abstand zwischen Strahlungsquelle und Röntgen-Bildempfänger

FBA = $\underline{\hspace{2cm}}$

6.8.3 Änderung des Abstandes des Röntgen-Bildempfängers vom Isozentrum

Die Anzeige ändert sich von null im Isozentrum zum maximal negativen Wert, wenn sich der Röntgen-Bildempfänger von der Strahlungsquelle fortbewegt.

Bezeichnung: Abstand zwischen Röntgen-Bildempfänger und Isozentrum

Rz = $\underline{\hspace{2cm}}$

6.8.4 Längsverschiebung des Röntgen-Bildempfängers

Die Anzeige steigt vom maximal negativen Wert zum maximal positiven Wert an, wenn sich der Röntgen-Bildempfänger zum Tragarm hinbewegt. Null entspricht dem Isozentrum.

Bezeichnung: Röntgen-Bildempfänger Längsverschiebung

Ry = $\pm \underline{\hspace{2cm}}$

6.8.5 Querverschiebung des Röntgen-Bildempfängers

Die Anzeige steigt vom maximal negativen Wert zum maximal positiven Wert an, wenn sich der Röntgen-Bildempfänger vom Betrachter aus gesehen, von links nach rechts bewegt, wenn der Betrachter dem Tragarm gegenübersteht und zwischen ihm und dem Tragarm das Isozentrum liegt. Null entspricht dem Isozentrum.

Bezeichnung: Röntgen-Bildempfänger Querverschiebung

Rx = $\pm \underline{\hspace{2cm}}$

6.9 Sonstige Skalen

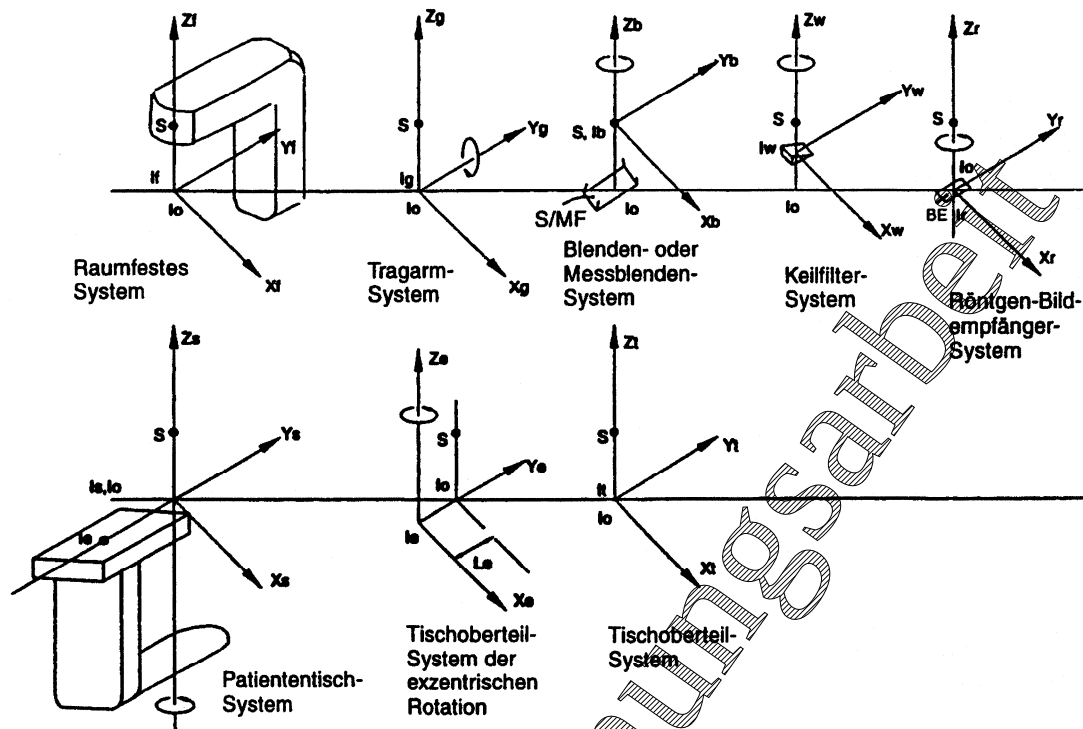
Bei isozentrischen Geräten befindet sich der Nullpunkt der Skala, die den Abstand zwischen der Rotationsachse des Tragarms und der Strahlungsquelle anzeigt, im Isozentrum.

Der Nullpunkt der Skala, die den Abstand von der Strahlungsquelle auf dem Zentralstrahl anzeigt, befindet sich am Ort der Strahlungsquelle.

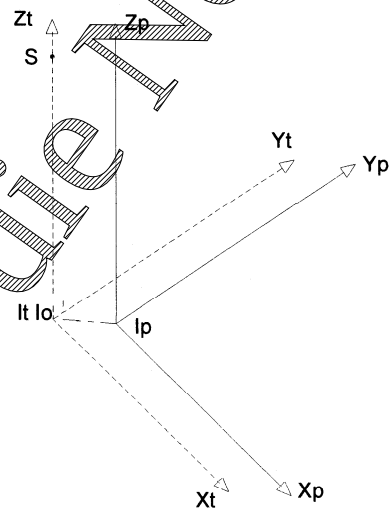
Der Nullpunkt der Skala, die den Abstand vom Isozentrum auf dem Zentralstrahl anzeigt, liegt im Isozentrum.

Tabelle 2 — Einzelne Koordinatensysteme

System-bezeichnung	Mutter-system	System-ursprung	Rotation der Vorrichtung um eine Achse um einen Winkel	Lineare Verschiebung der Vorrichtung
f – raumfest	Keines	If	Keine (Bezugssystem)	Keine (Bezugssystem)
g – Tragarm	f	Ig Isozentrum	Isozentrischer Tragarm um Y_g um φ_g	Strahlungsquelle längs Z_g Röntgen-Bildempfänger R_x, R_y, R_z längs X_g, Y_g, Z_g
b – Blenden-system oder Messblende	g	Ib Strahlungsquelle	Blendensystem oder Messblende um Z_b um θ_b	Ebene im normalen Bestrahlungsabstand längs Z_b Ränder des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes längs X_b und Y_b Keilfilter längs X_b und Y_b
w – Keilfilter	b	Iw ausgewählter Punkt auf dem Keilfilter	Keilfilter um Z_w um θ_w	
r – Röntgen-Bildempfänger	g	Ir Mittelpunkt der Bildaufnahmeebene	Röntgen-Bildempfänger um Z_r um θ_r	
s – Patienten-tisch	f	Is auf der Rotationsachse der Drehscheibe	Patiententisch um Z_s um θ_s	
e – exzentrische Rotation des Tischoberteils	s	Ie auf der exzentrischen Rotationsachse	Tischoberteil um Z_e um θ_e	Tischoberteil längs X_e, Y_e, Z_e
t – Tischoberteil	e	It auf der Mittelachse des Tischoberteils	Tischoberteil um X_t um ψ_t Tischoberteil um Y_t um ϕ_t	Patient längs X_t, Y_t, Z_t
p – Patient	t	Ip ausgewählter Punkt im Patienten	Patient um X_p um ψ_p , Y_p um ϕ_p und Z_p um θ_p	



S Strahlungsquelle
lo Isozentrum
S/MF Strahlenfeld oder Messblendenfeld
BE Röntgen-Bildempfänger



Patienten-Koordinatensystem

Bild 1a — Koordinatensysteme in Nullstellung (siehe 2.1.2)

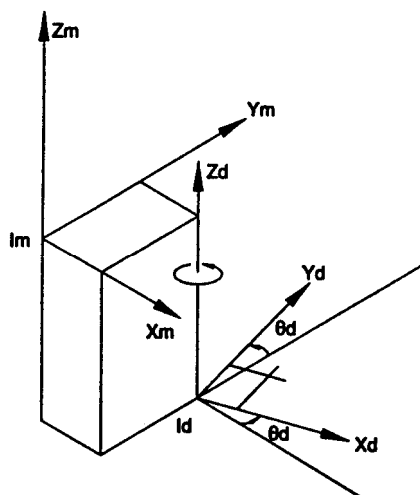


Bild 1b — Translation des Ursprungs Id längs Xm, Ym und Zm und Rotation um die Zd-Achse parallel zu Zm (siehe 2.1.4)

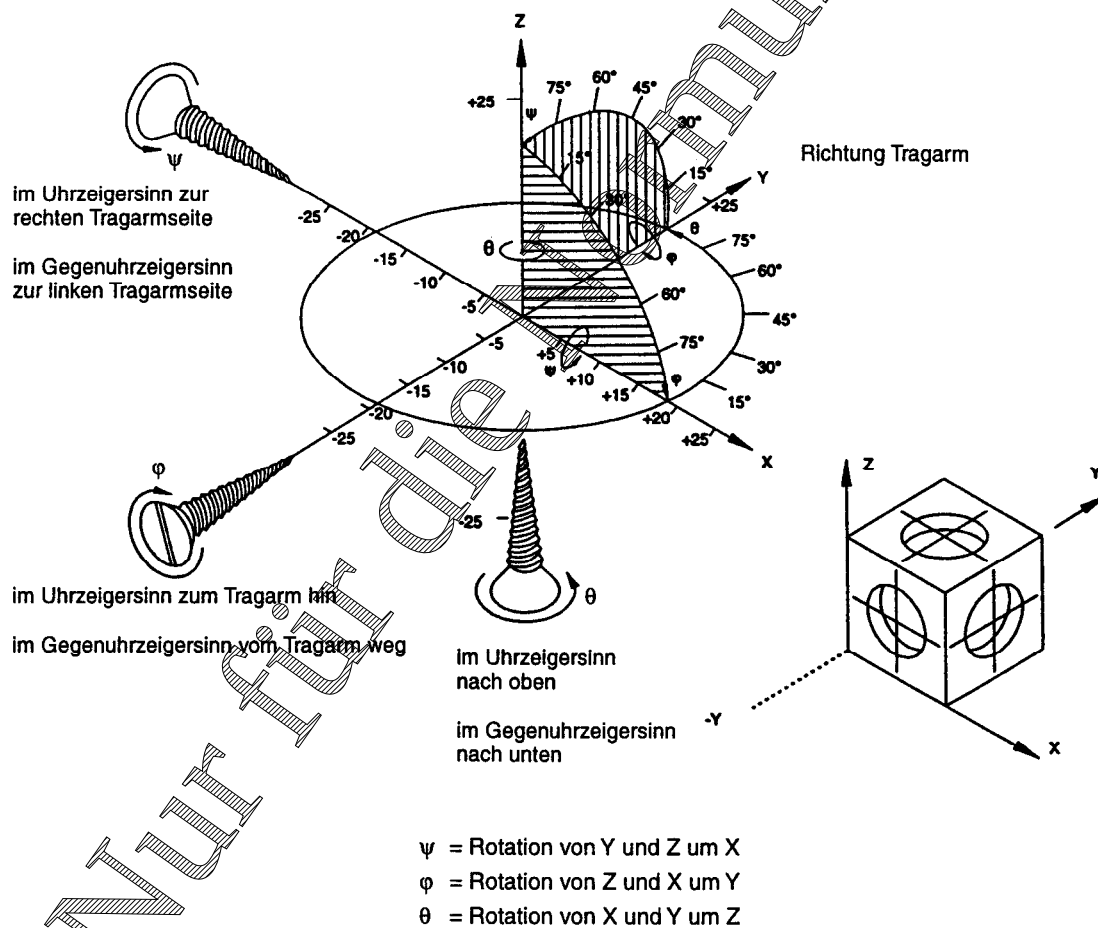
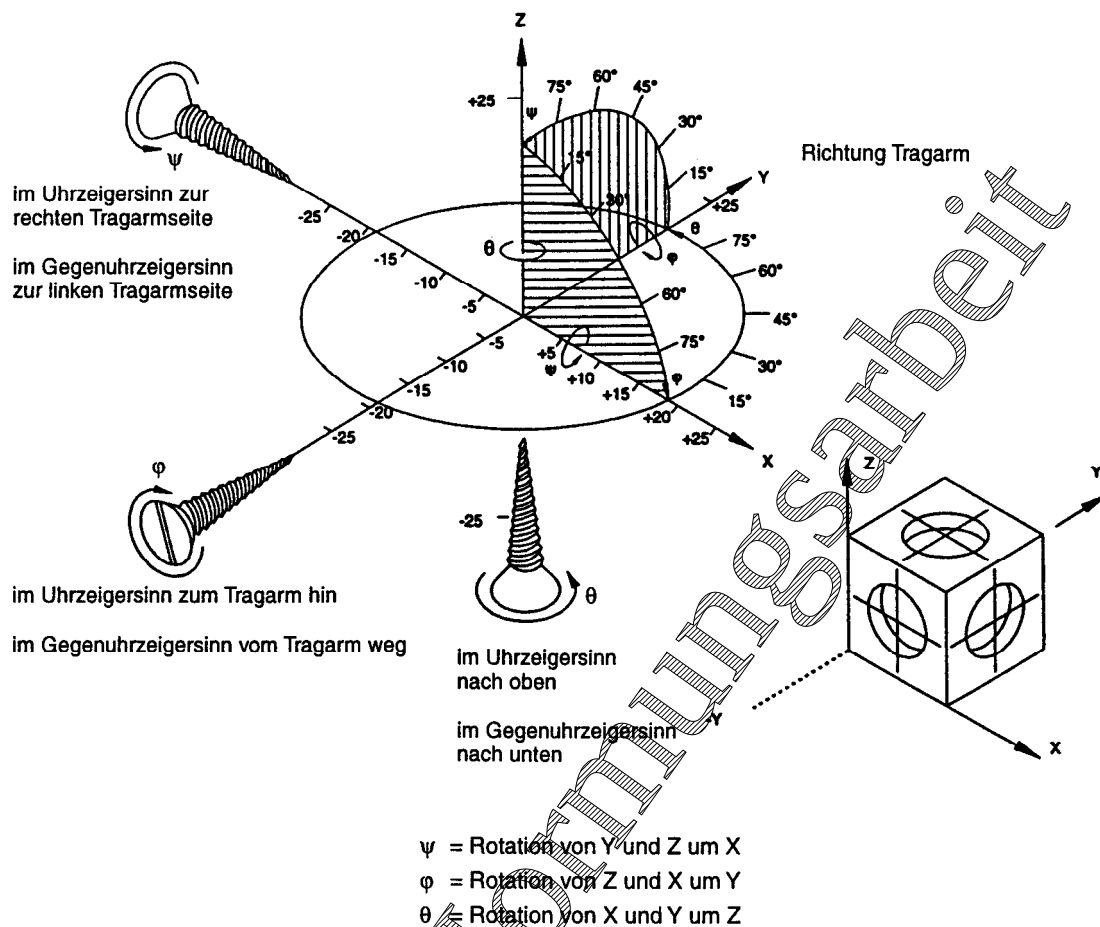


Bild 1c — Translation des Ursprungs Id längs Xm, Ym und Zm und Rotation um die Yd-Achse parallel zu Ym (siehe 2.1.4)



ANMERKUNG Im raumfesten Koordinatensystem verlaufen X und Y horizontal, Z zeigt vertikal nach oben.

Bild 2 — Rechtshändiges Mutter-Koordinatensystem XYZ (isometrische Zeichnung); dargestellt sind die Richtungen ψ , ϕ und θ bei positiver Rotation des Tochter-Koordinatensystems (siehe 2.2)

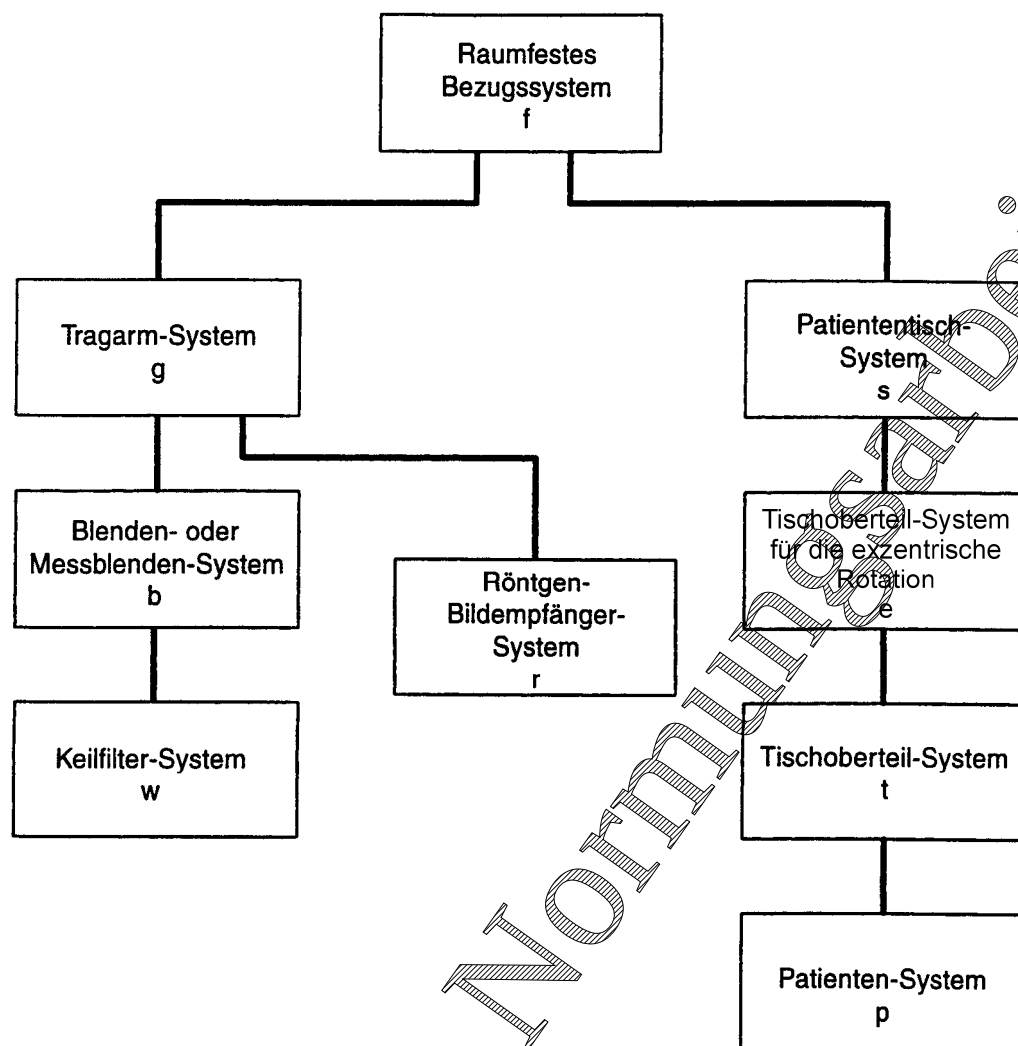


Bild 3 — Hierarchische Struktur der Koordinatensysteme (siehe 2.1.3 und 2.1.5)

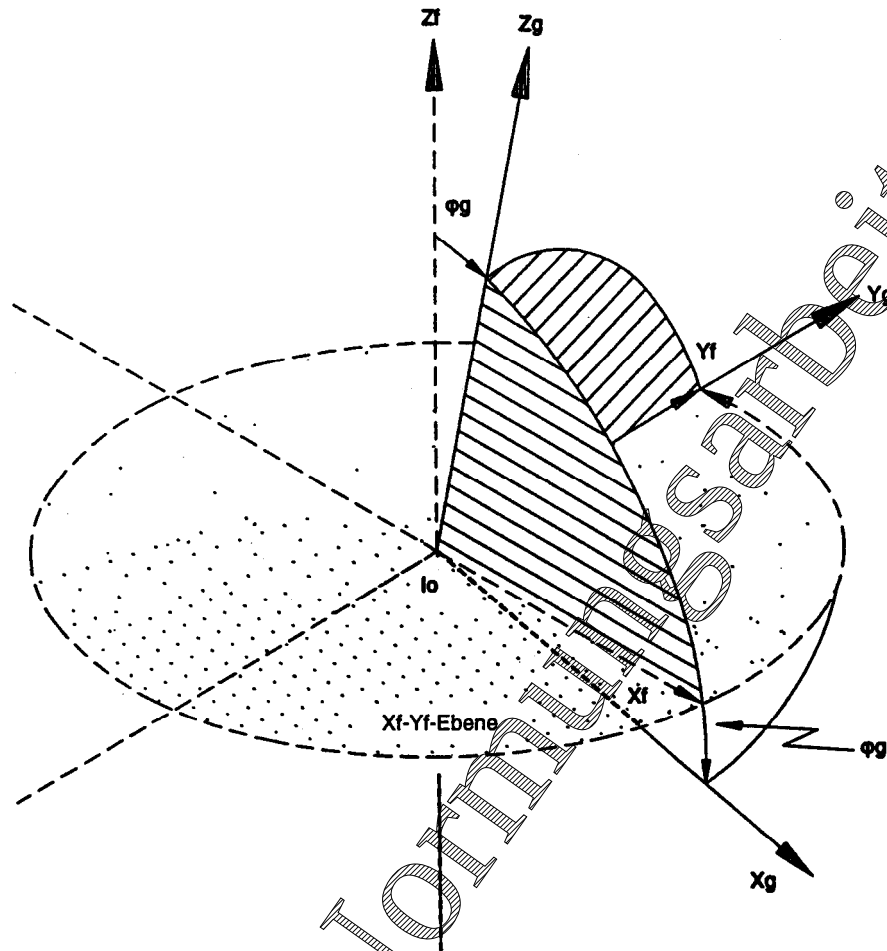


Bild 4 — Rotation ($\varphi_g = 15^\circ$) des Tragarm-Koordinatensystems X_g, Y_g und Z_g im raumfesten Koordinatensystem X_f, Y_f, Z_f

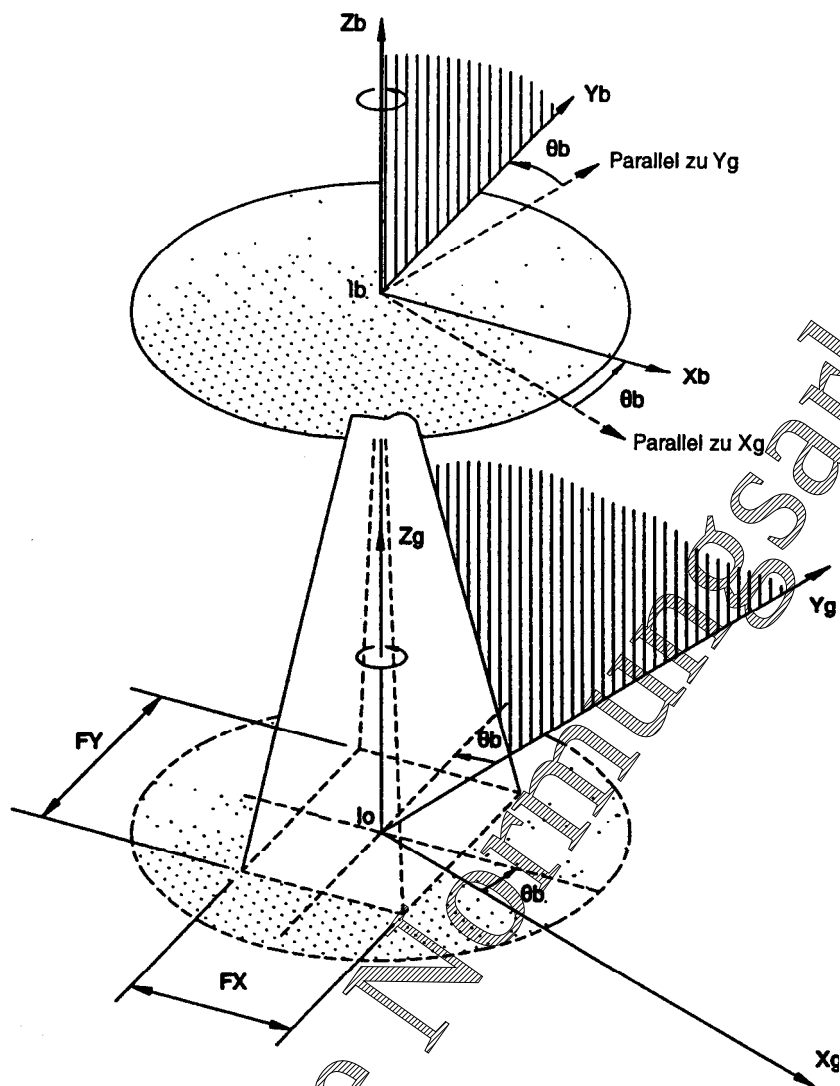
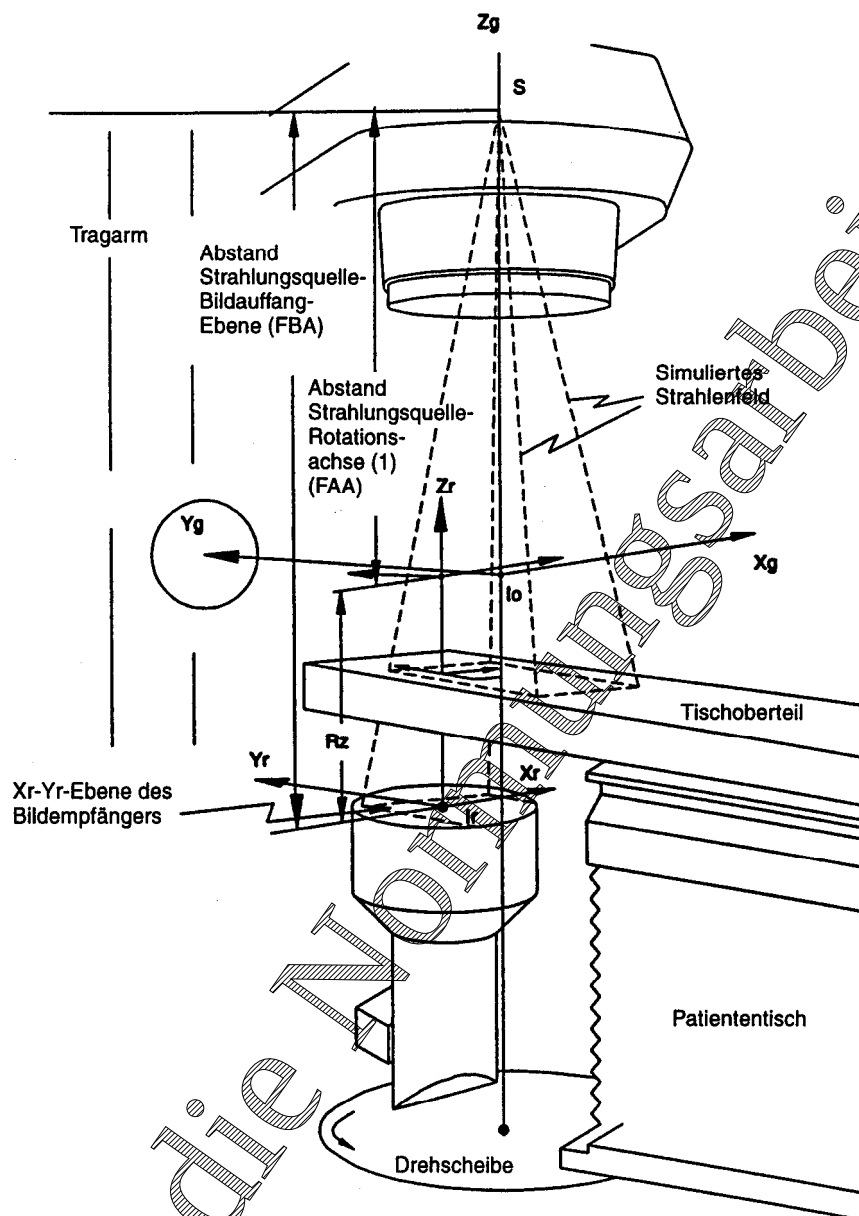


Bild 5 — Rotation ($\theta_b = 15^\circ$) des Blenden- oder Messblenden-Koordinatensystems X_b, Y_b, Z_b im Tragarm-Koordinatensystem X_g, Y_g und Z_g und daraus resultierende Rotation des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes der Feldabmessungen FX und FY



ANMERKUNG 1

Rx Verschiebung von I_r parallel zu X_g , hier: $R_x = -8$ cm

Ry Verschiebung von I_r parallel zu Y_g , hier: $R_y = +10$ cm

Rz Verschiebung von I_r parallel zu Z_g (meist als radiale Verschiebung des Röntgen-Bildverstärkers bezeichnet), hier: $R_z = -40$ cm

ANMERKUNG 2 Siehe Bild 8 bezüglich der Verschiebung von R_x und R_y .

Bild 6 — Verschiebung des Koordinatenursprungs I_r des als Röntgen-Bildempfänger verwendeten Bildverstärkers im Tragarm-Koordinatensystem um $R_x = -8$ cm, $R_y = +10$ cm, $R_z = -40$ cm

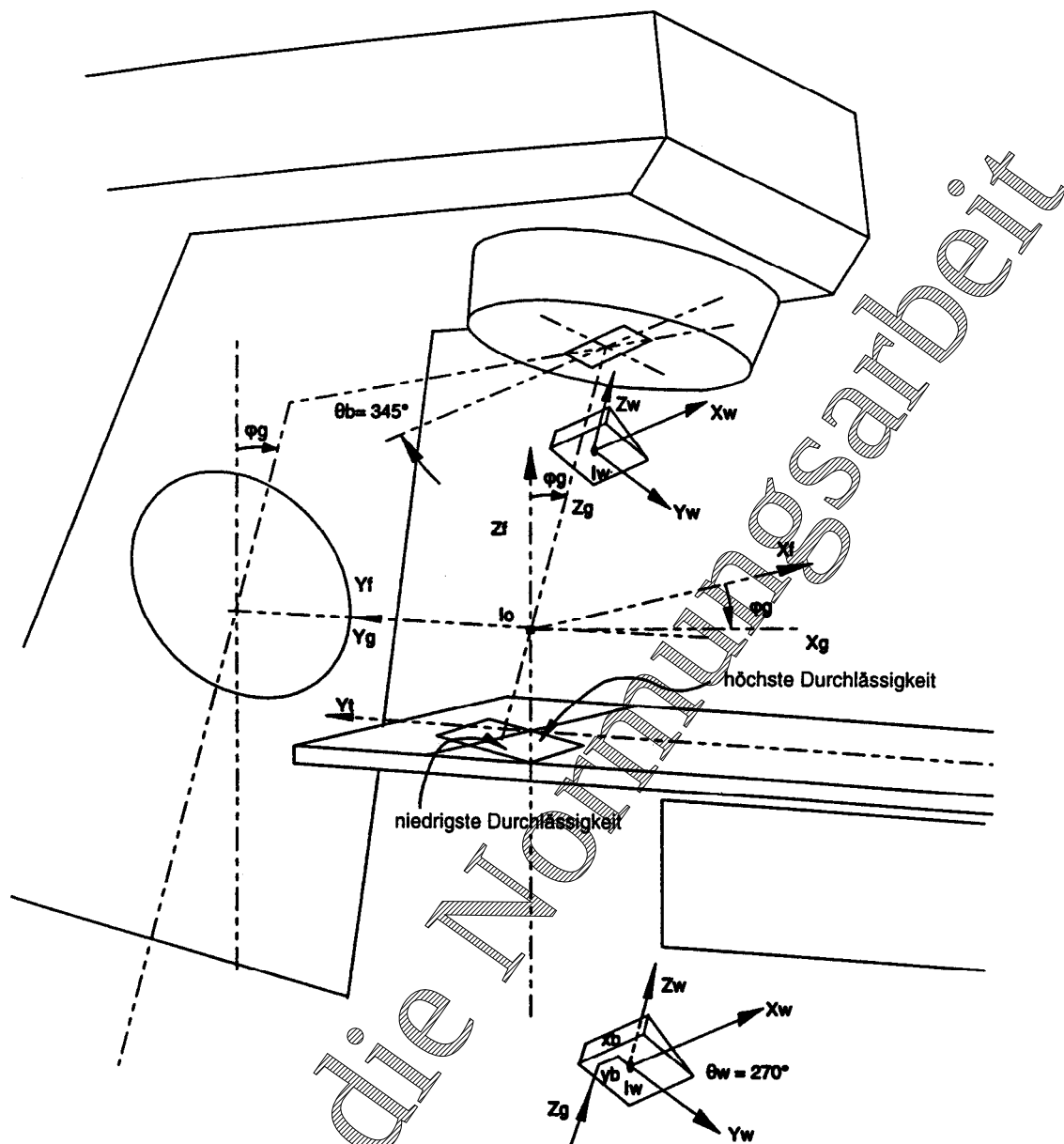


Bild 7 — Rotation ($\theta_w = 270^\circ$) und Translation des Keilfilter-Koordinatensystems X_w, Y_w, Z_w im Blenden-Koordinatensystem X_b, Y_b, Z_b , das um $\theta_b = 345^\circ$ rotiert ist (siehe 2.5)

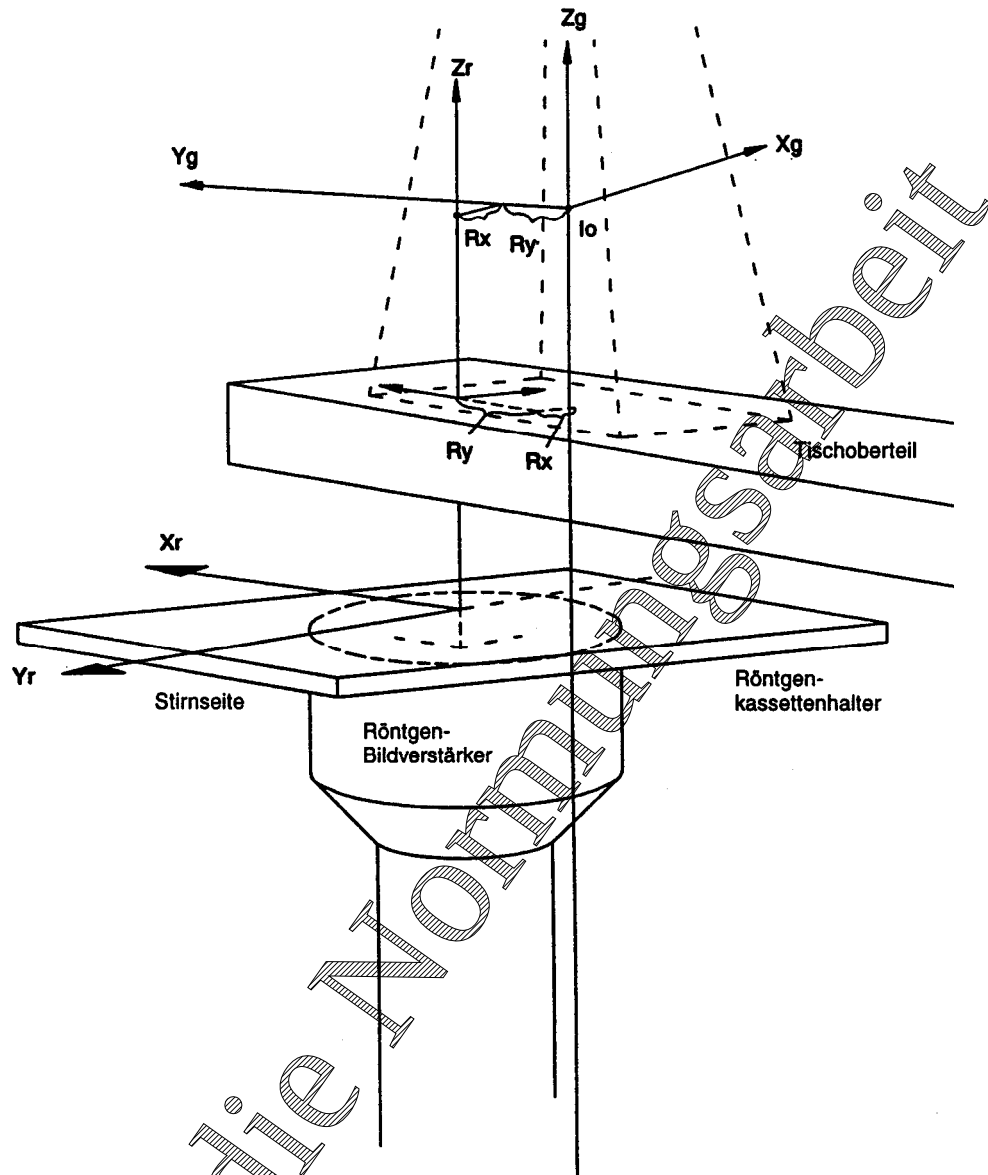


Bild 8 — Rotation ($\alpha = 90^\circ$) und Verschiebung der Koordinaten X_r , Y_r , Z_r der als Röntgen-Bildempfänger verwendeten Röntgenkassette im Tragarm-Koordinatensystem X_g , Y_g , Z_g

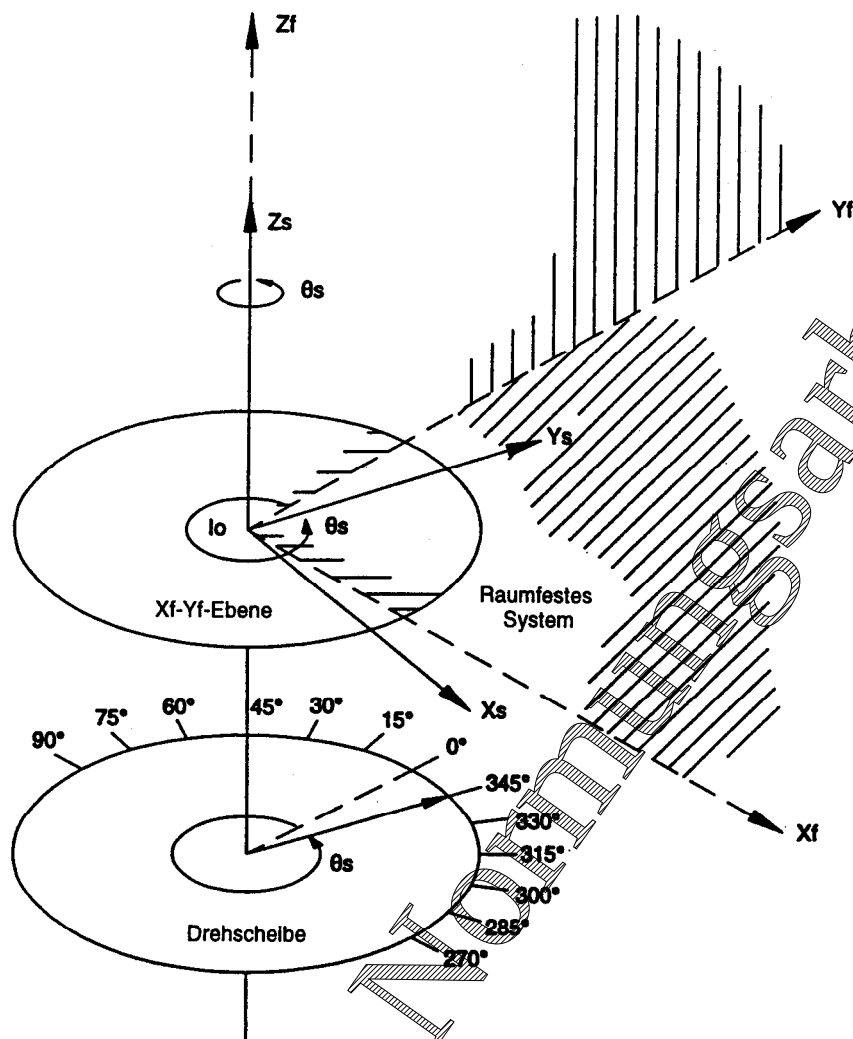
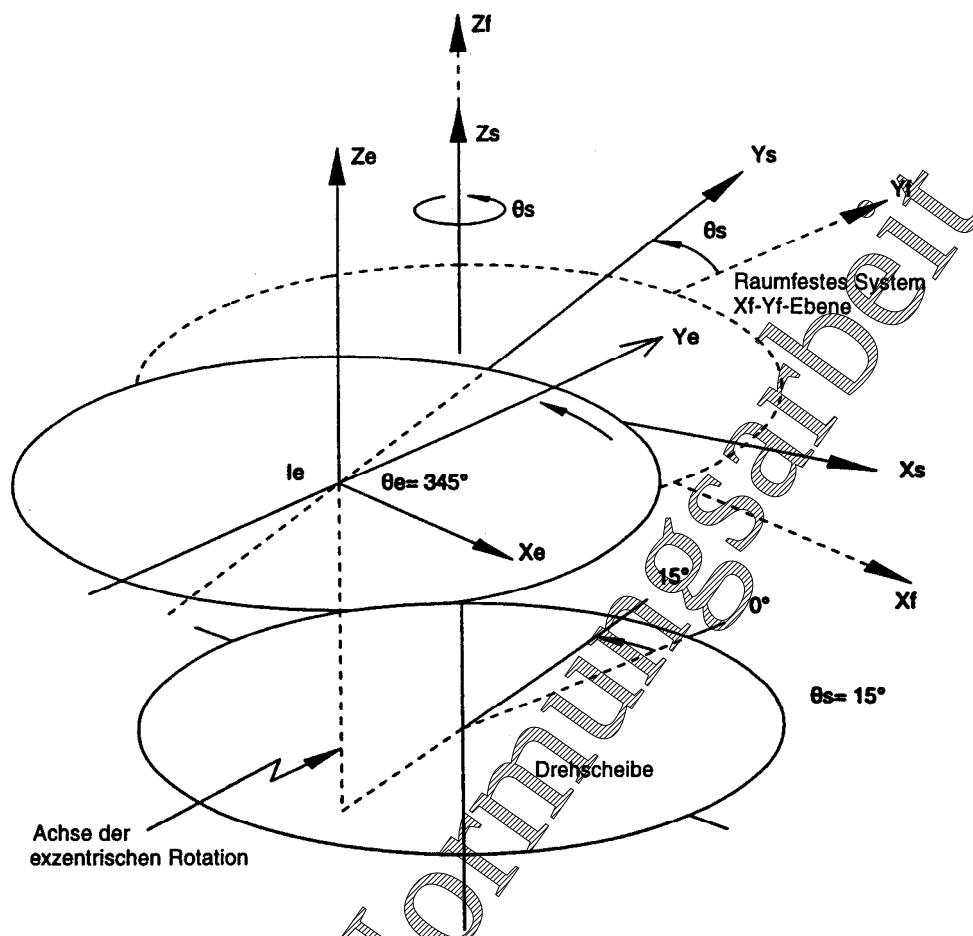


Bild 9 — Rotation ($\theta_s = 345^\circ$) des Patientenisch-Koordinatensystems Xs, Ys, Zs im raumfesten Koordinatensystem Xf, Yf, Zf



ANMERKUNG

X_e ist parallel zu X_f , und Y_e ist parallel zu Y_f wegen $\theta_e = 360^\circ - \theta_s$
 $\theta_s = 15^\circ$
 $\theta_e = 345^\circ$

Bild 10 — Rotation des exzentrischen Koordinatensystems des Tischoberteils um den Winkel θ_e im Patiententisch-Koordinatensystem, das relativ zum raumfesten Koordinatensystem um den Winkel θ_s rotiert worden ist; $\theta_e = 360^\circ - \theta_s$ (siehe 2.8 und 2.9)

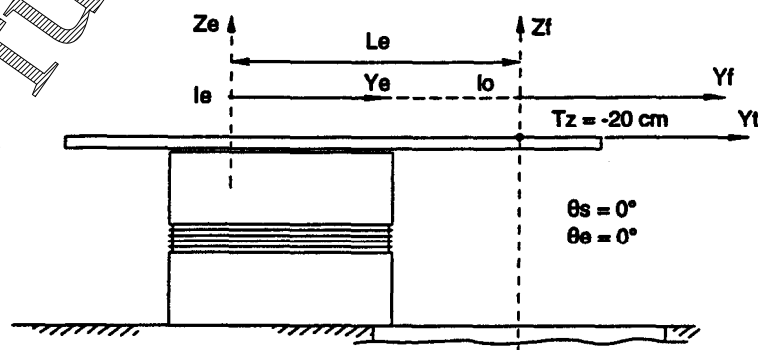
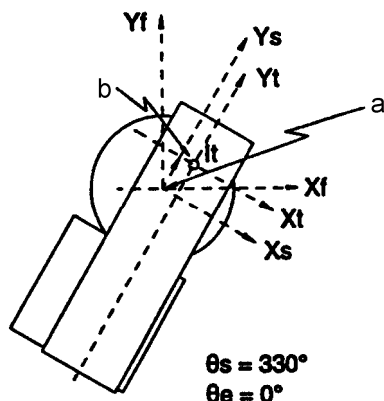


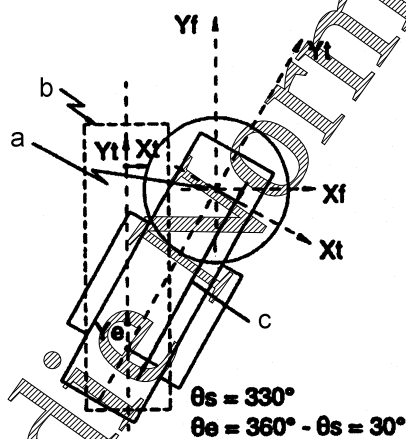
Bild 11a — Verschiebung des Tischoberteils unterhalb des Isozentrums um $T_z = -20 \text{ cm}$ (siehe 2.8 und 2.9)



Legende

- a Isozentrum
- b angegebener Punkt auf der Tischplatte

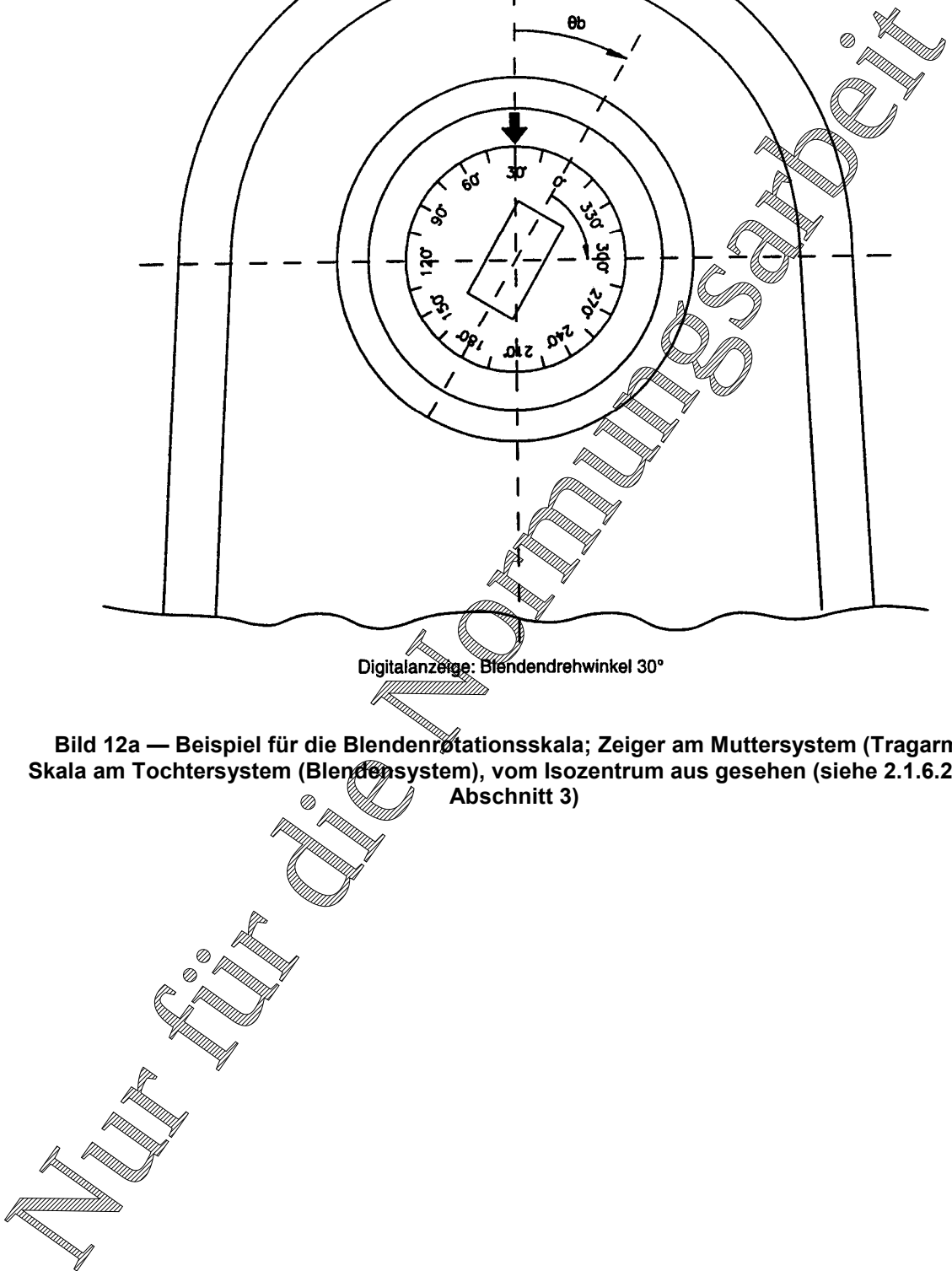
Bild 11b — Verschiebung des Tischoberteil-Koordinatensystems um $T_x = +5$ cm, $T_y = +10$ cm im Patiententisch-Koordinatensystem X_s, Y_s, Z_s , das gegenüber dem raumfesten Koordinatensystem X_f, Y_f, Z_f rotiert ist ($\theta_s = 330^\circ$) (siehe 2.8 und 2.9)



Legende

- a Isozentrum
- b Tischoberteil exzentrisch rotiert
- c Versatz der exzentrischen Achse

Bild 11c — Rotation ($\theta_e = 30^\circ$) des Tischoberteil-Koordinatensystems um das Koordinatensystem der exzentrischen Rotation des Tischoberteils; Rotation des Patiententisches um $\theta_s = 330^\circ$ im raumfesten Koordinatensystem; $T_x = 0$, $T_y = L_e$ (siehe 2.8 und 2.9)



Nur für die

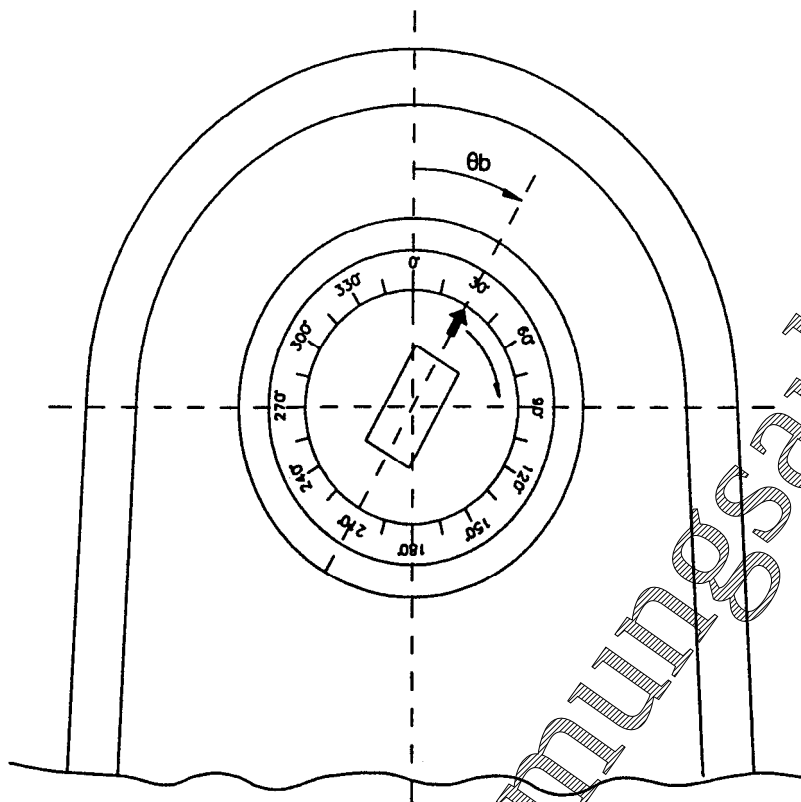


Bild 12b — Beispiel für die Blendenrotationsskala, Zeiger am Tochtersystem (Blendensystem), Skala am Muttersystem (Tragarm), vom Isozentrum aus gesehen (siehe 2.1.6.2 und Abschnitt 3)

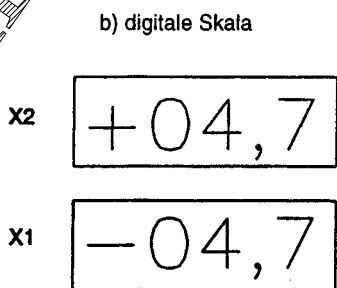
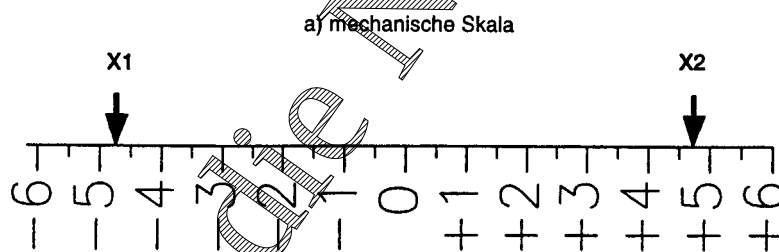
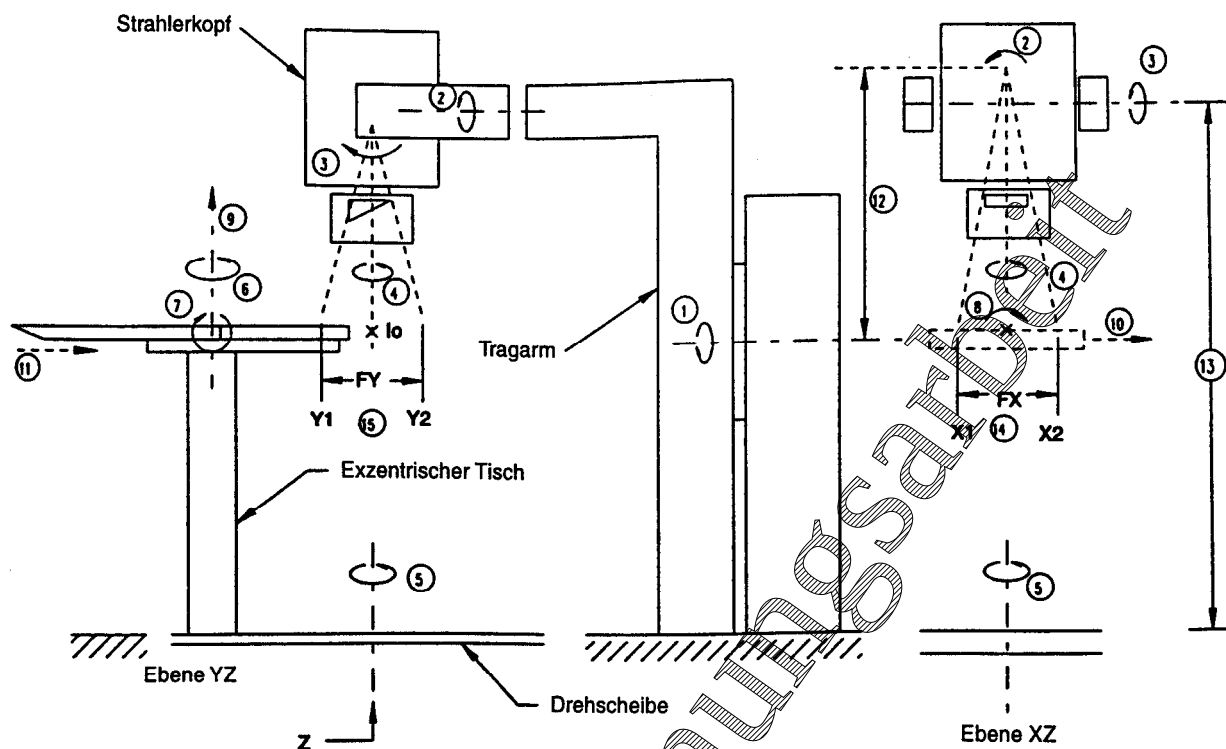


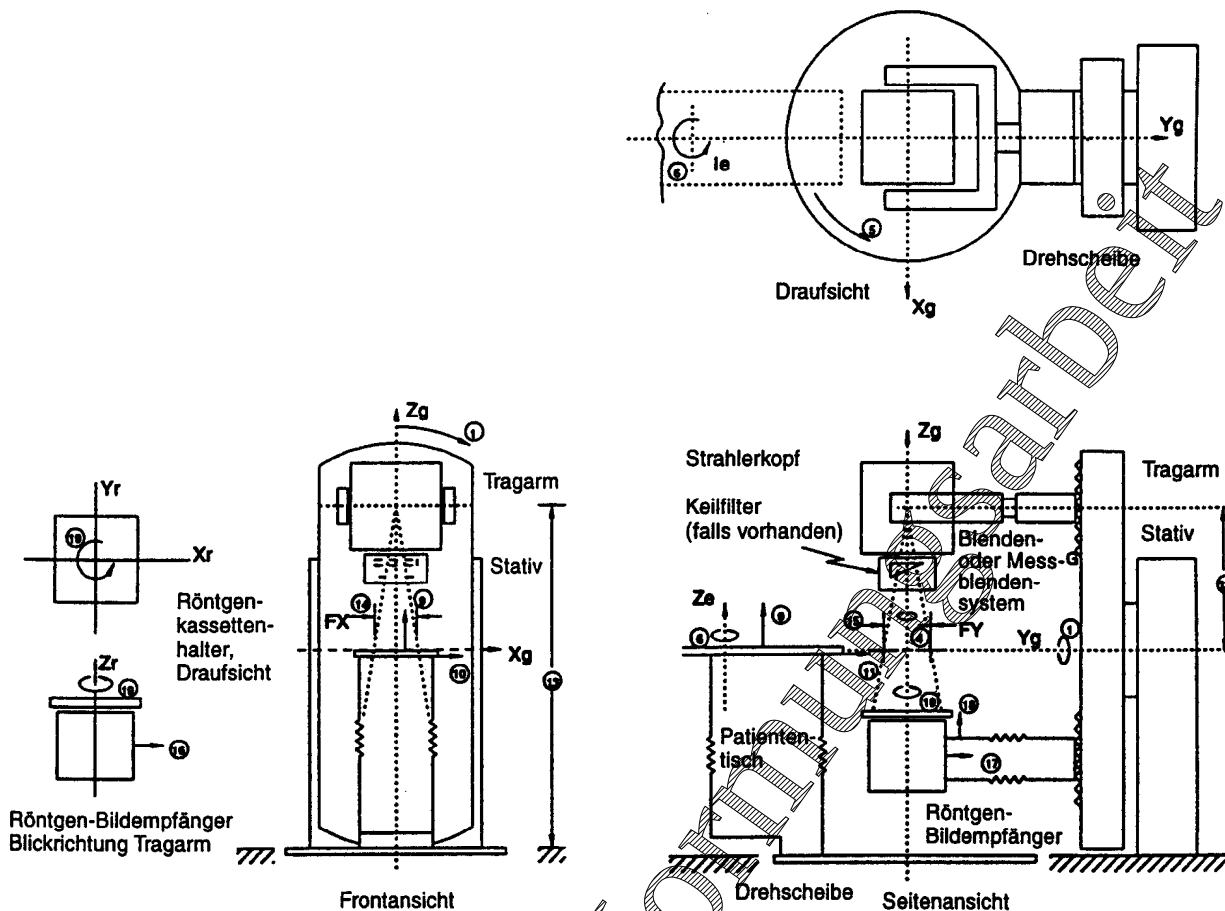
Bild 12c — Beispiele für Skalen (siehe Abschnitt 3)



ANMERKUNG 1 Die Bezeichnung der Achsen, Richtungen und Feldabmessungen in den Bildern 13a, 13b und 13c sind in Abschnitt 4 zusammengestellt.

ANMERKUNG 2 Elliptische Pfeile bedeuten eine Rotation im Uhrzeigersinn bei folgender Blickrichtung: in Richtung Tragarm bei Achse (1) und (8), vom Tragarm weg bei Achse (2), von der rechten Tragarmseite her bei Achse (3) und (7), vom Isozentrum nach oben bei Achse (4) und (5) und vom Tischoberteil nach oben bei Achse (6).

Bild 13a — Tragarm (adaptiert von IEC 60601-2-1) mit Festlegung der Achsen (1) bis (8), der Richtungen (9) bis (13) und der Feldabmessungen (14) und (15) (siehe Abschnitt 4)



ANMERKUNG Bewegungen des Kassettenhalters:

Richtung (17): parallel zu Achse (1)

Richtung (18): senkrecht zu den Richtungen (16) und (17)

Achse (19): Rotation

Bild 13b — Isozentrischer Therapie-Simulator oder isozentrisches Tele-Strahlentherapie-Gerät mit Festlegung der Achsen (1), (4) bis (6) und (19), der Richtungen (9) bis (12), (16) bis (18) und der Feldabmessungen (14) und (15) (siehe Abschnitt 4)

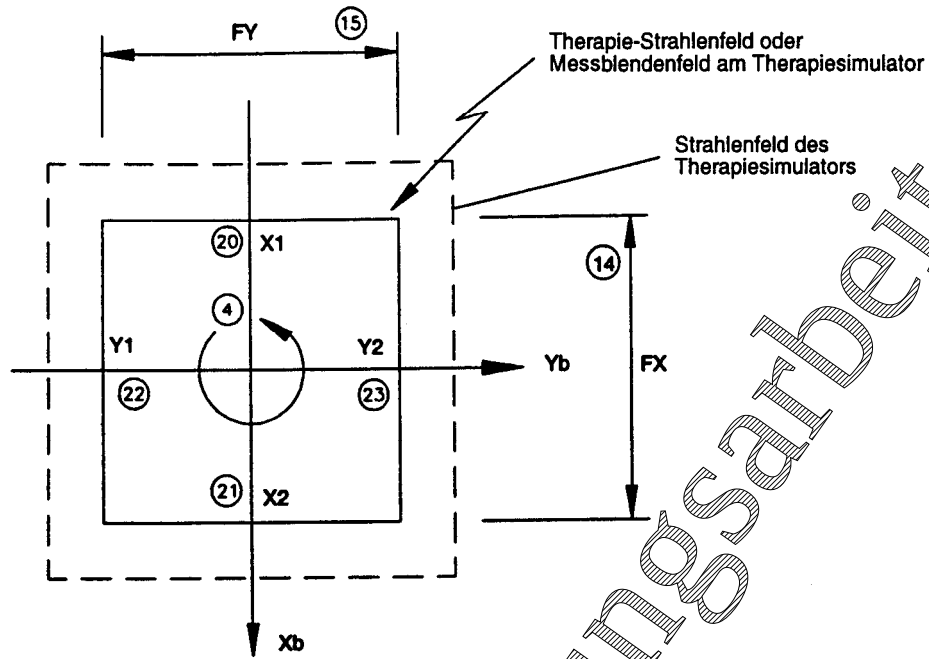


Bild 13c — Ansicht des Therapie-Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes aus Richtung Strahlungsquelle (siehe Abschnitt 4)

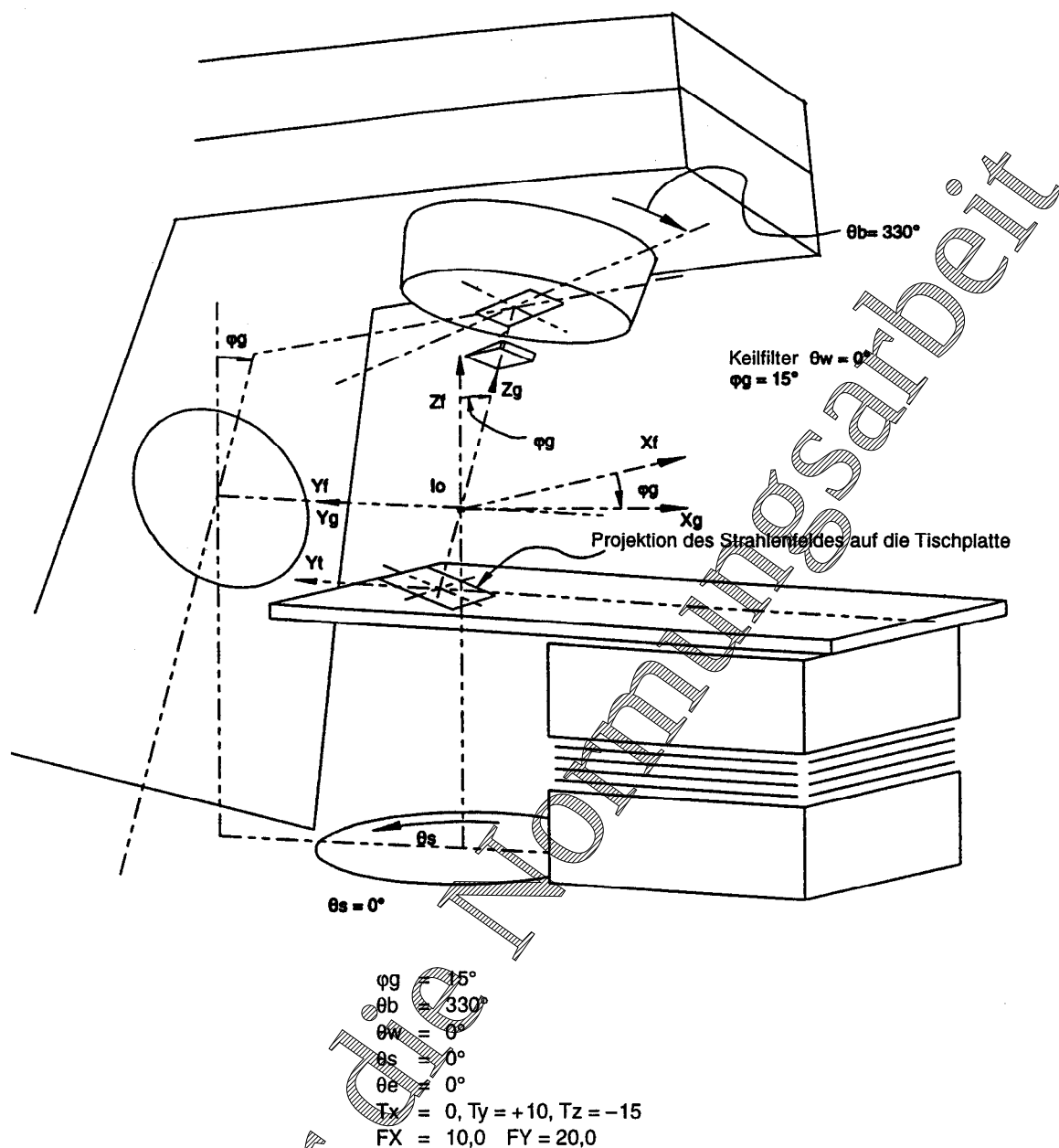
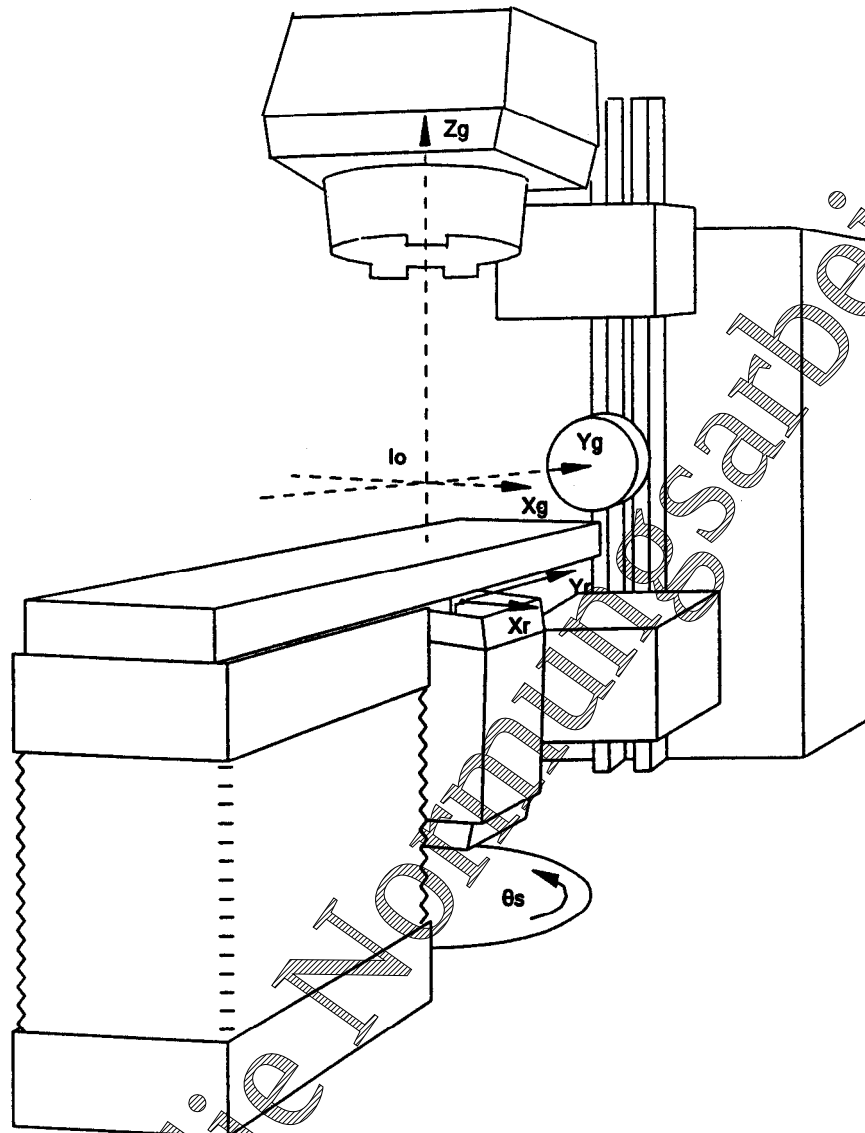


Bild 14a — Beispiel für eine isozentrische Strahlentherapie-Einrichtung (siehe 6.1 und 6.3)



ANMERKUNG 1 X_r ist parallel zu X_g , Y_r ist parallel zu Y_g , perspektivische Ansicht.

ANMERKUNG 2 Alle Winkel sind gleich null.

ANMERKUNG 3 T_z ist negativ.

Bild 14b — Beispiel für einen isozentrischen Therapie-Simulator (siehe 6.1)

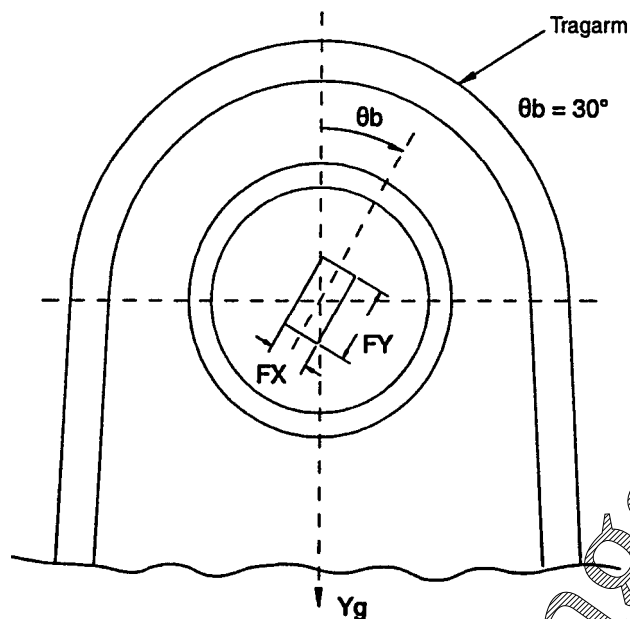


Bild 15a — Symmetrisches, rechteckiges, um $\theta_b = 30^\circ$ rotiertes Strahlenfeld ($FX \cdot FY$) im normalen Bestrahlungsabstand, von jenseits des Isozentrums in Richtung Strahlenquelle gesehen (siehe 6.2)

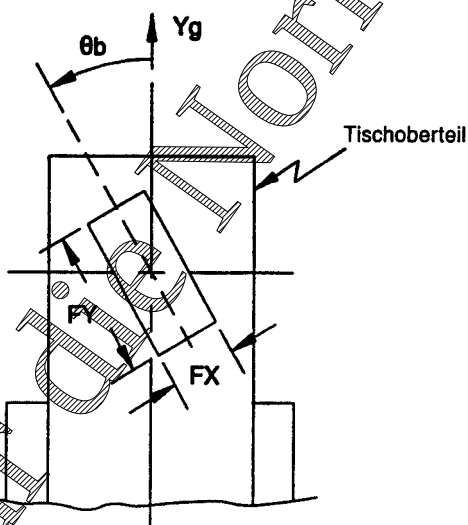


Bild 15b — Das gleiche Strahlenfeld wie in Bild 15a, aus Richtung Strahlenquelle gesehen (siehe 6.2)

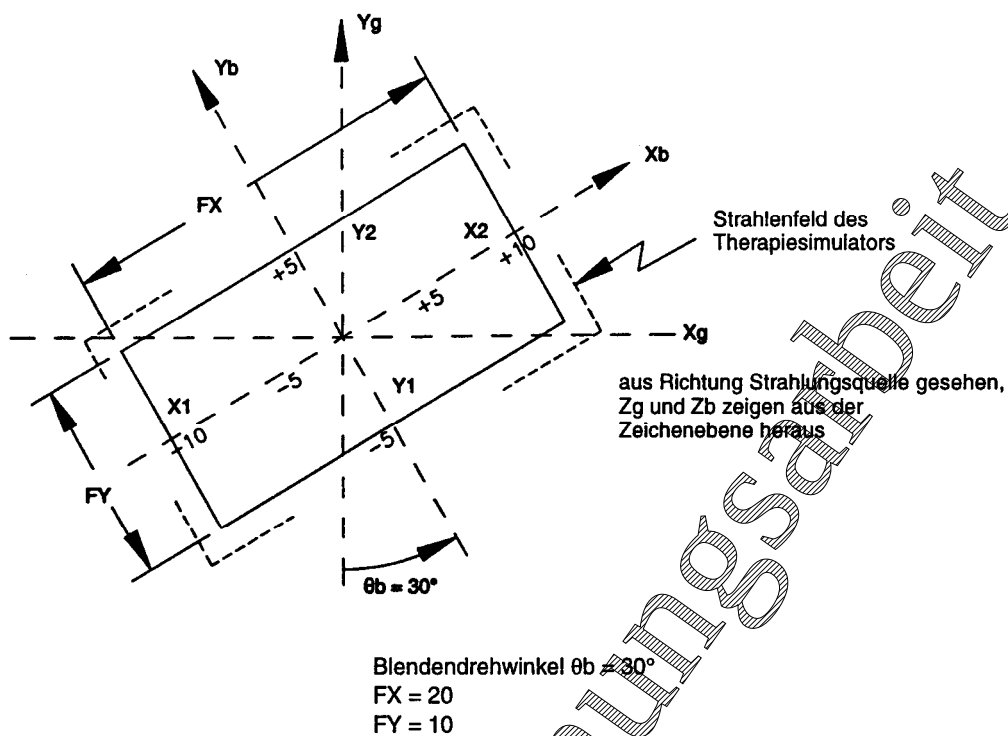


Bild 16a — Rechteckiges und symmetrisches Strahlenfeld oder simuliertes Strahlenfeld, aus Richtung Strahlungsquelle gesehen (siehe 6.4)

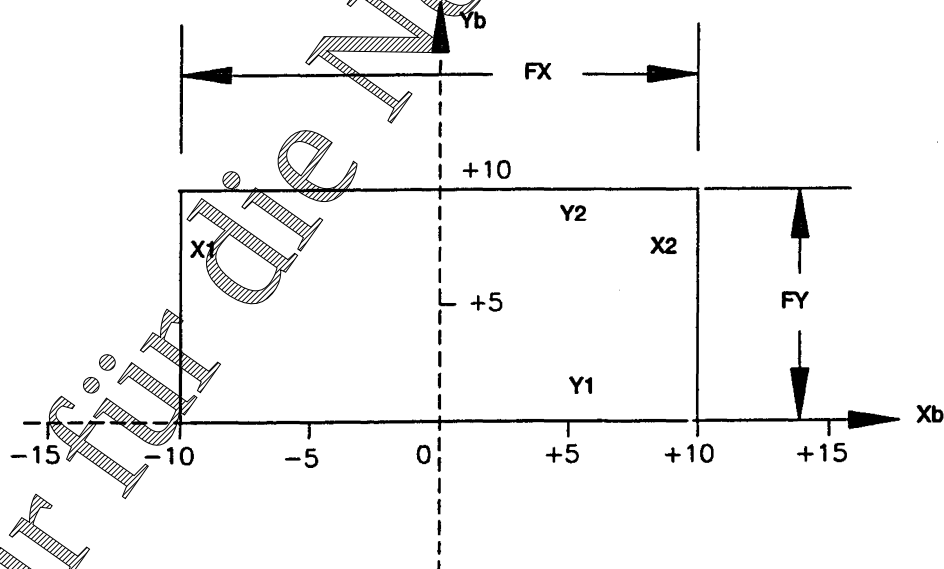


Bild 16b — Rechteckiges und bezüglich Yb asymmetrisches Strahlenfeld oder simuliertes Strahlenfeld, aus Richtung Strahlungsquelle gesehen (siehe 6.4)

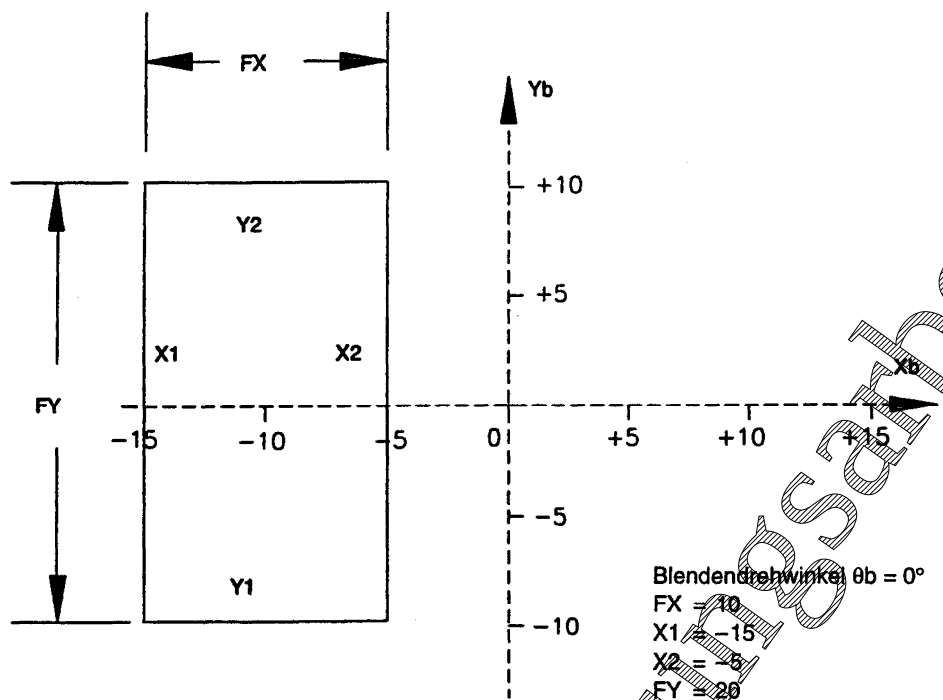


Bild 16c — Rechteckiges und bezüglich X_b asymmetrisches Strahlenfeld oder simuliertes Strahlenfeld, aus Richtung Strahlungsquelle gesehen (siehe 6.4)

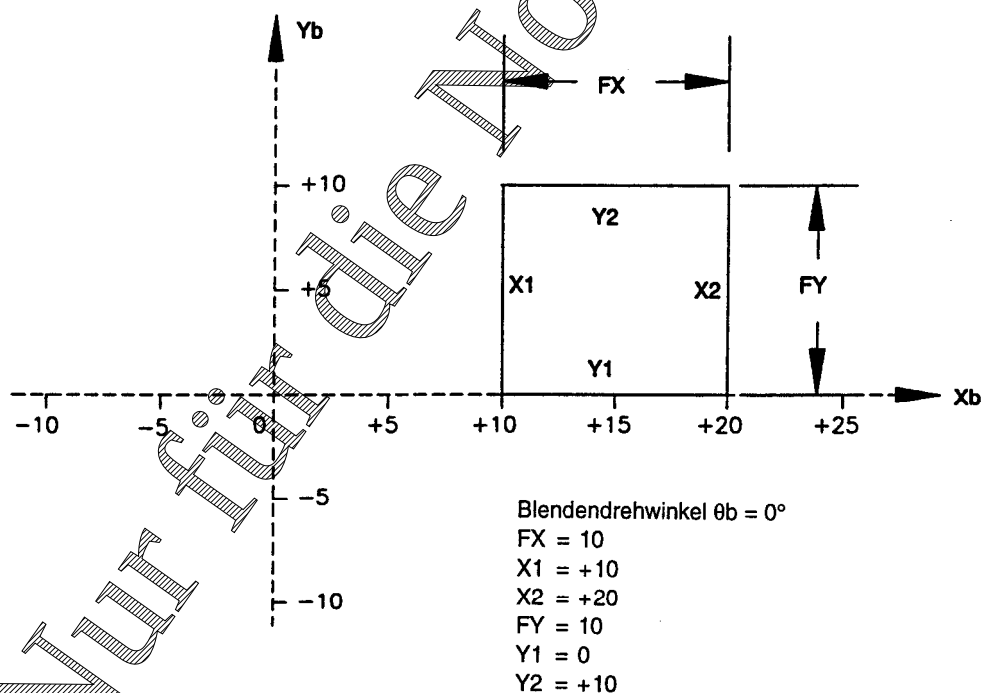


Bild 16d — Rechteckiges und bezüglich X_b und Y_b asymmetrisches Strahlenfeld oder simuliertes Strahlenfeld, aus Richtung Strahlungsquelle gesehen (siehe 6.4)



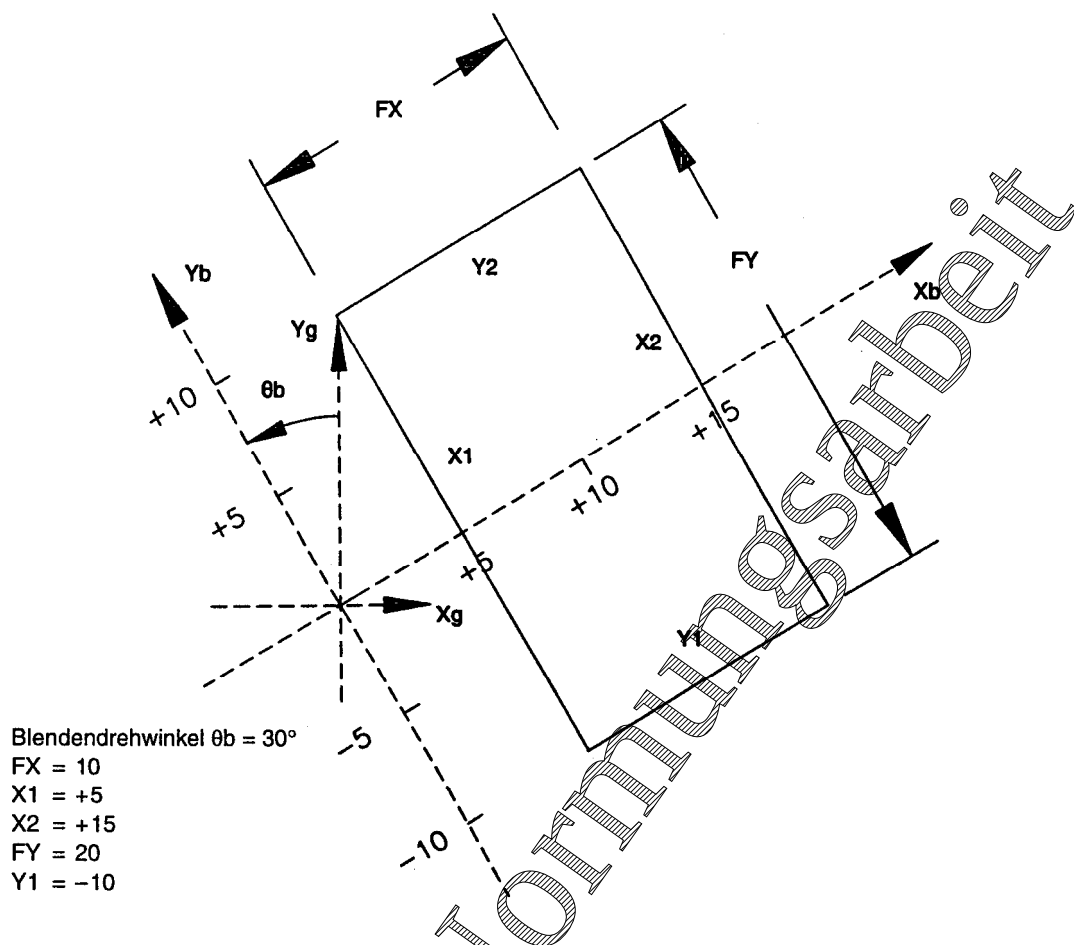


Bild 16g — Rechteckiges und bezüglich X_b asymmetrisches Strahlenfeld, rotiert um $\theta_b = 30^\circ$, aus Richtung Strahlungsquelle gesehen (siehe 6.4)

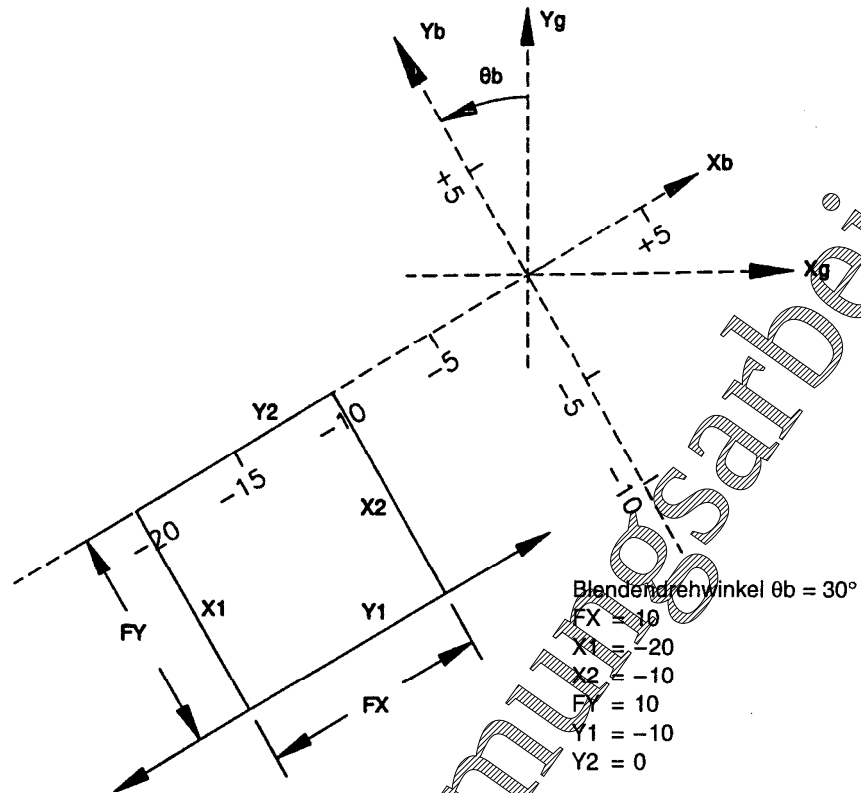


Bild 16h — Rechteckiges und bezüglich X_b und Y_b asymmetrisches Strahlenfeld, rotiert um $\theta_b = 30^\circ$, aus Richtung Strahlungsquelle gesehen (siehe 6.4)

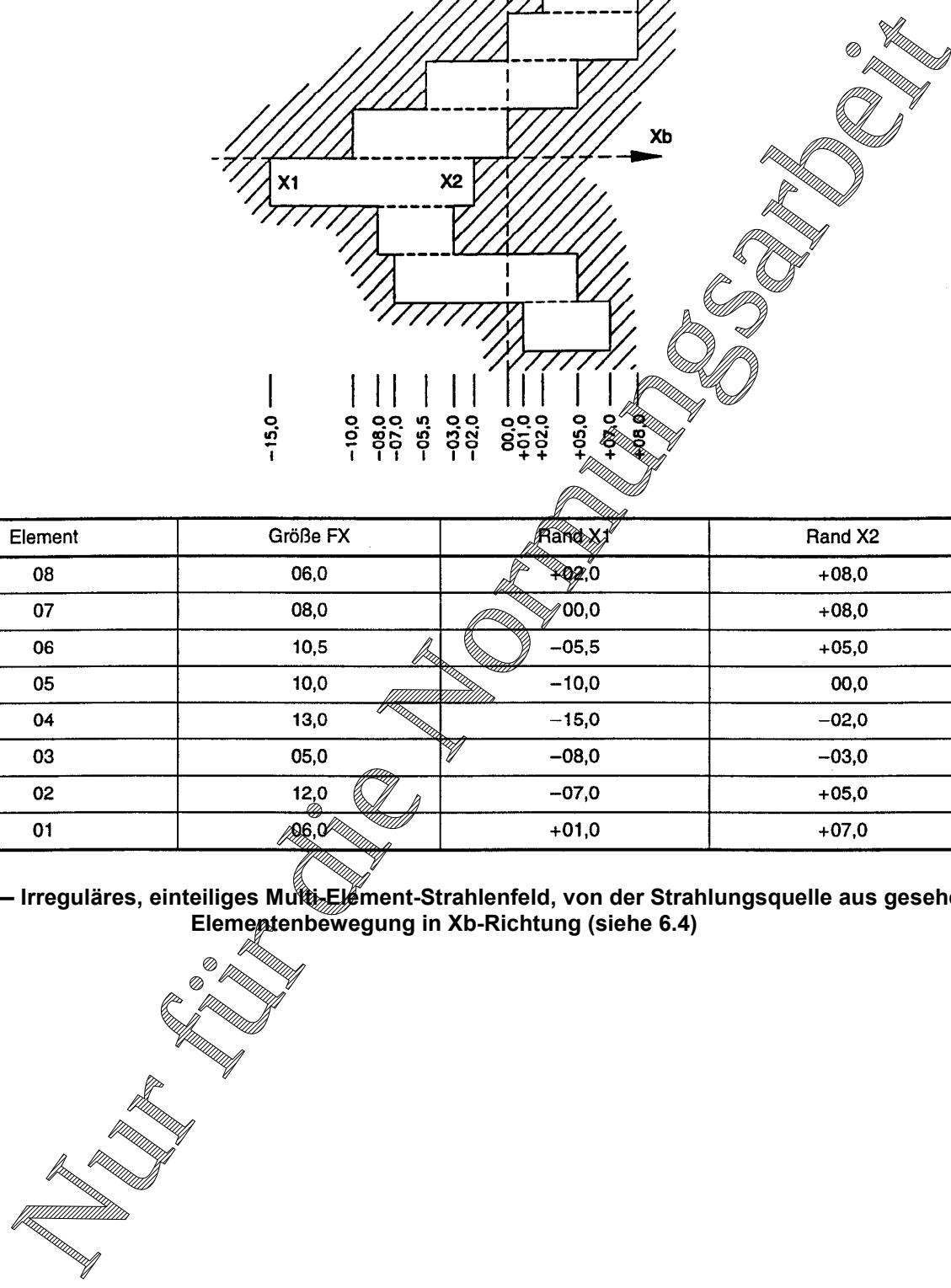
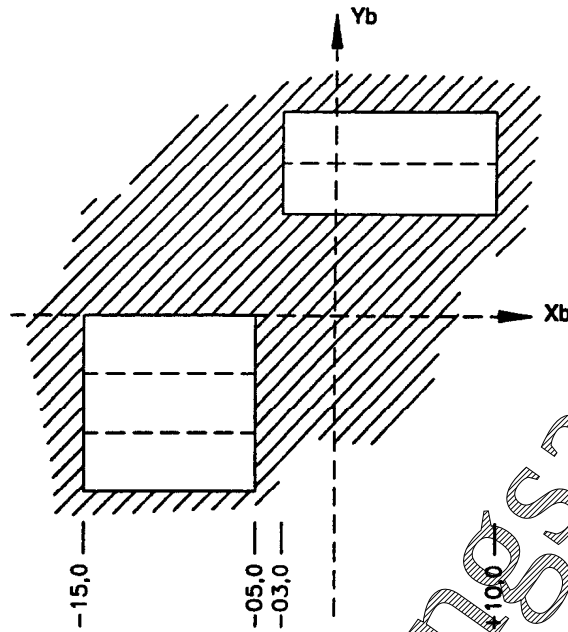
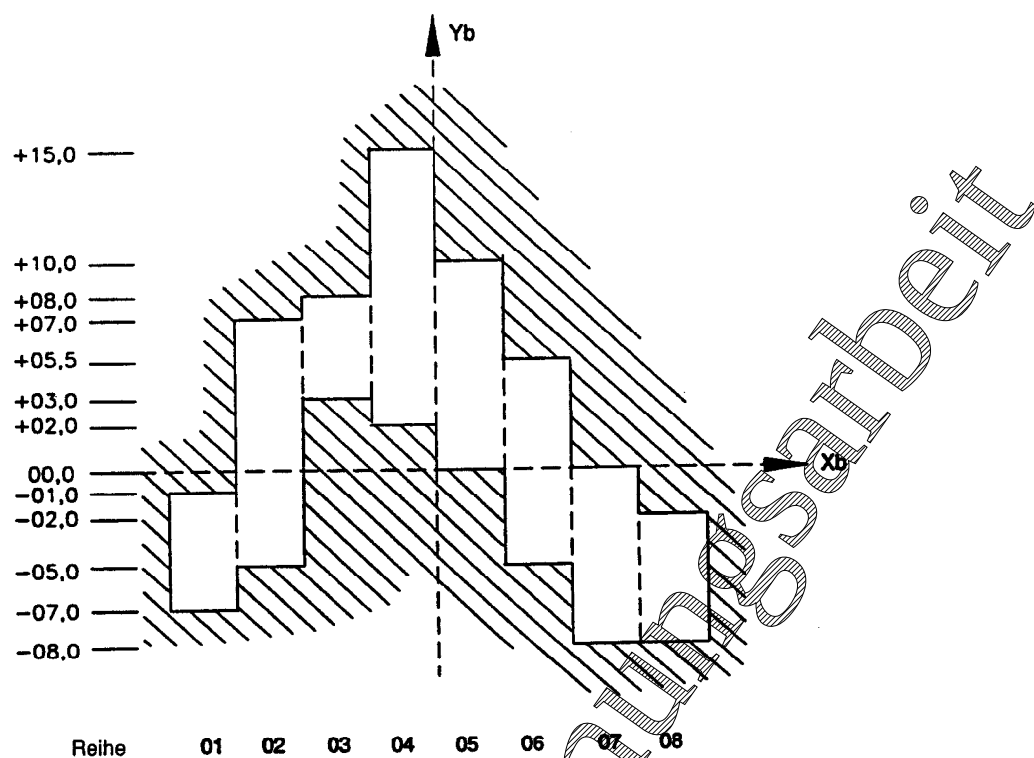


Bild 16i — Irreguläres, einteiliges Multi-Element-Strahlenfeld, von der Strahlungsquelle aus gesehen; Elementenbewegung in Xb-Richtung (siehe 6.4)



Element	Größe FX	Rand X1	Rand X2
08	13,0	-03,0	+10,0
07	13,0	-03,0	+10,0
04	10,0	-15,5	-05,0
03	10,0	-15,0	-05,0
02	10,0	-15,0	-05,0

Bild 16j — Irreguläres, zweiteiliges Multi-Element-Strahlenfeld, von der Strahlungsquelle aus gesehen;
Elementenbewegung in Xb-Richtung (siehe 6.4)



Element	Größe FX	Rand X1	Rand X2
08	06,0	-08,0	-02,0
07	08,0	-08,0	00,0
06	10,5	-05,0	05,5
05	10,0	00,0	+10,0
04	13,0	+02,0	+15,0
03	05,0	+03,0	+08,0
02	12,0	-05,0	+07,0
01	06,0	-07,0	+01,0

Bild 16k — Irreguläres, einteiliges Multi-Element-Strahlenfeld, von der Strahlungsquelle aus gesehen;
Elementenbewegung in Yb-Richtung (siehe 6.4)

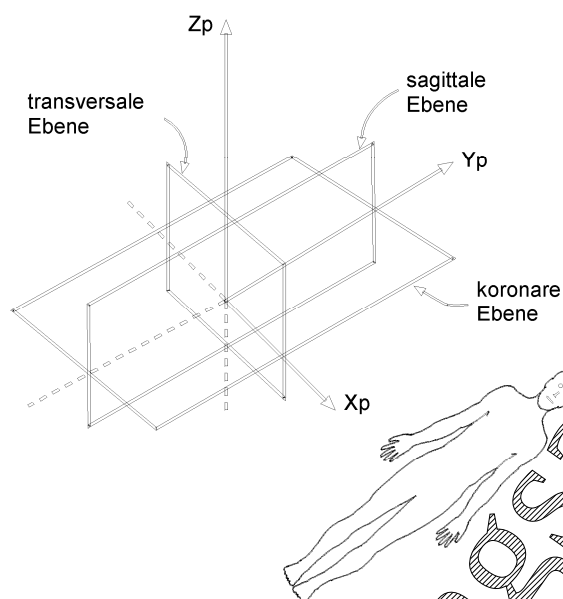


Bild 17a — Patienten-Koordinatensystem (Patient in Rückenlage)

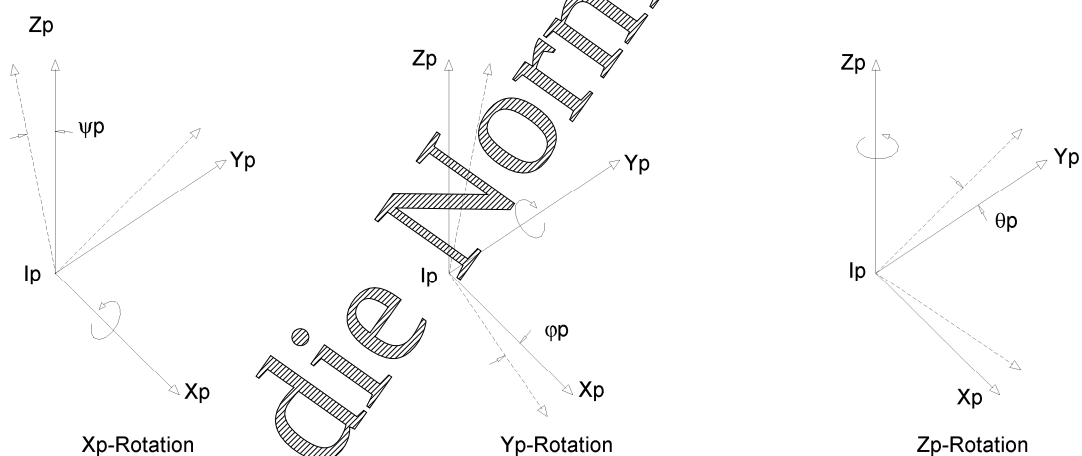


Bild 17b — Rotation des Patienten-Koordinatensystems

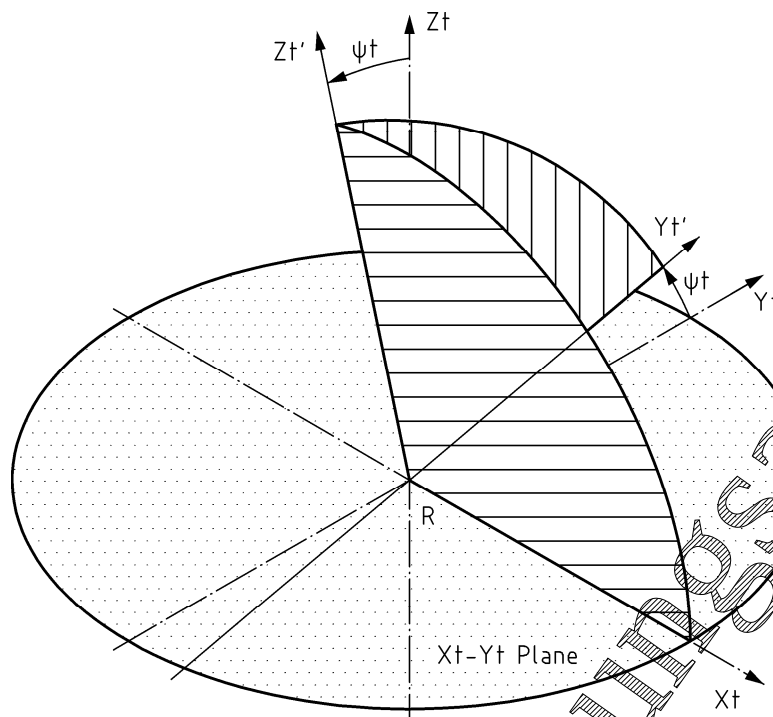


Bild 18 — Rotation des Tischoberteil-Koordinatensystems X_t , Y_t , Z_t bei Neigung des Tischoberteils (siehe 6.7.4)

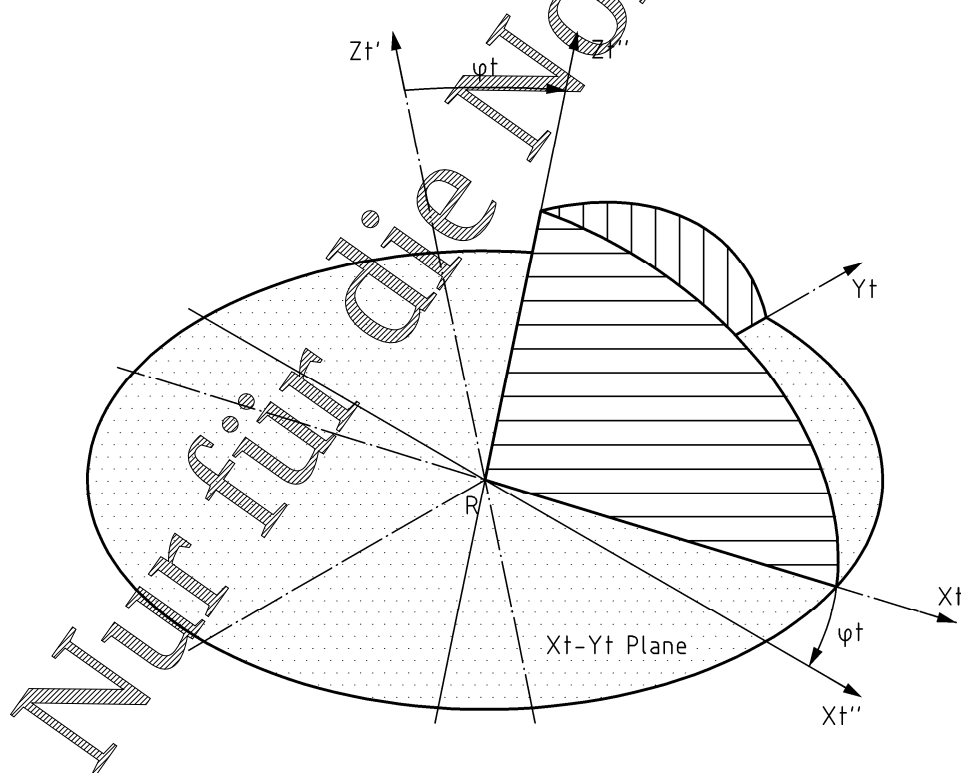


Bild 19 — Rotation des Tischoberteil-Koordinatensystems X_t , Y_t , Z_t bei Kippung des Tischoberteils (siehe 6.7.5)

Anhang A (informativ)

Beispiele für Koordinatentransformationen zwischen verschiedenen Koordinatensystemen

A.1 Bezeichnungen

In diesem Anhang werden folgende Bezeichnungen verwendet:

- $\vec{v}_a$ Vektor des Ursprungs des a-Systems in Koordinaten seines Muttersystems;
- $\vec{v}_{ab}$ Vektor im a-System in Koordinaten des b-Systems;
- M_{ab} Transformationsmatrix zur Transformation vom a-System in das b-System;
- $M_{ab}^{-1} \equiv M_{ba}$ inverse Matrix von M_{ab} ; da M_{ab} eine Drehmatrix ist, kann die inverse Matrix durch Vertauschen der Zeilen und Spalten von M_{ab} berechnet werden.

A.2 Transformation vom Mutter- in das Tochtersystem und Rücktransformation

Sei $\vec{v}_o$ ein Vektor zu einem Punkt im Muttersystem (m).

Sind $\vec{v}_d$ die Koordinaten des Ursprungs des Tochtersystems (d) und ist das Tochtersystem relativ zum Muttersystem gedreht, so sind die Koordinaten von $\vec{v}_o$ im Tochtersystem

$$\vec{v}_{md} = M_{md} \cdot (\vec{v}_o - \vec{v}_d)$$

Die Rücktransformation vom Tochtersystem in das Muttersystem geschieht nach der Gleichung

$$\vec{v}_o = M_{dm} \cdot \vec{v}_{md} + \vec{v}_d$$

Der Inhalt von M_{md} und M_{dm} hängt von der Achse des Koordinatensystems ab, um die rotiert worden ist. In Tabelle A.1 sind die Matrizen zusammengestellt.

Tabelle A.1 — Rotationsmatrizen

Rotationsachse	Rotationswinkel	M_{md}	$M_{dm} \equiv M_{md}^{-1}$
X	ψ	$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \psi & \sin \psi \\ 0 & -\sin \psi & \cos \psi \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \psi & -\sin \psi \\ 0 & \sin \psi & \cos \psi \end{bmatrix}$
Y	φ	$\begin{bmatrix} \cos \varphi & 0 & -\sin \varphi \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \varphi & 0 & \cos \varphi \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} \cos \varphi & 0 & \sin \varphi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \varphi & 0 & \cos \varphi \end{bmatrix}$
Z	θ	$\begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta & 0 \\ -\sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$

A.3 Transformationen vom raumfesten System in das Tischoberteil-System und in das Keilfilter-System

In diesem Abschnitt werden die Transformationen vom raumfesten System in das Tischoberteil-System und vom raumfesten System in das Keilfilter-System zusammen mit den Rücktransformationen beschrieben. Wird bei der praktischen Anwendung eine Rotation nicht ausgeführt, so ist der Rotationswinkel in der zugehörigen Matrix gleich null. Die Rotationsmatrix ist dann die Einheitsmatrix.

A.3.1 Transformation vom raumfesten System in das Tischoberteil-System

Sei $\vec{V}_0$ der Vektor zu einem Punkt im raumfesten System.

Ist der Patiententisch gegenüber dem raumfesten System um den Winkel θ gedreht, so lauten die Koordinaten von $\vec{V}_0$ im Patiententisch-System

$$\vec{V}_{fs} = M_{fs} \cdot \vec{V}_0$$

mit

$$M_{fs} = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta & 0 \\ -\sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Hat der Ursprung des exzentrischen Tischoberteil-Systems im Patiententisch-System die Koordinaten

$$\vec{V}_e = \begin{bmatrix} 0 \\ Ey \\ 0 \end{bmatrix}$$

und ist das exzentrische Tischoberteil-System gegenüber dem Patiententisch-System um den Winkel θ gedreht, so lauten die Koordinaten von $\vec{V}_0$ im exzentrischen Tischoberteil-System

$$\vec{V}_{fe} = M_{se} \cdot [\vec{V}_{fs} - \vec{V}_e]$$

mit

$$M_{se} = \begin{bmatrix} \cos \theta_e & \sin \theta_e & 0 \\ -\sin \theta_e & \cos \theta_e & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Hat der Ursprung des Tischoberteil-Systems im exzentrischen Tischoberteil-System die Koordinaten

$$\vec{V}_t = \begin{bmatrix} 0 \\ T_y \\ 0 \end{bmatrix}$$

so lauten die Koordinaten von $\vec{V}_0$ im Tischoberteil-System

$$\vec{V}_{ft} = \vec{V}_{fe} - \vec{V}_t$$

$$\text{oder } \vec{V}_{ft} = M \cdot \vec{V}_0 - \vec{V}$$

$$\text{mit } M = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix} = M_{se} \cdot M_{fs}$$

$$\text{und } \vec{V} = \begin{bmatrix} v_1 \\ v_2 \\ v_3 \end{bmatrix} = M_{se} \cdot \vec{V}_e + \vec{V}_t$$

Die Matrixkoeffizienten sind

$$m_{11} = \cos \theta_e \cdot \cos \theta_s - \sin \theta_e \cdot \sin \theta_s = \cos (\theta_e + \theta_s)$$

$$m_{12} = \cos \theta_e \cdot \sin \theta_s + \sin \theta_e \cdot \cos \theta_s = \sin (\theta_e + \theta_s)$$

$$m_{13} = 0$$

$$m_{21} = -\sin \theta_e \cdot \cos \theta_s - \cos \theta_e \cdot \sin \theta_s = -\sin (\theta_e + \theta_s)$$

$$m_{22} = -\sin \theta_e \cdot \sin \theta_s + \cos \theta_e \cdot \cos \theta_s = \cos (\theta_e + \theta_s)$$

$$m_{23} = 0$$

$$m_{31} = 0$$

$$m_{32} = 0$$

$$m_{33} = 1$$

ANMERKUNG $\theta_e + \theta_s = \theta$

Die Vektorkoeffizienten sind

$$v_1 = E_y \cdot \sin \theta_e$$

$$v_2 = E_y \cdot \cos \theta_e + T_y$$

$$v_3 = 0$$

Für die Rücktransformation gilt

$$\vec{V}_0 = M^{-1} \cdot (\vec{V}_{ft} + \vec{V})$$

A.3.2 Transformation vom raumfesten System in das Keilfilter-System

Sei $\vec{V}_0$ der Vektor zu einem Punkt im raumfesten System.

Ist das Tragarm-System gegenüber dem raumfesten System um den Winkel φ_g gedreht, so lauten die Koordinaten von $\vec{V}_0$ im Tragarm-System

$$\vec{V}_{fg} = M_{fg} \cdot \vec{V}_0$$

$$\text{mit } M_{fg} = \begin{bmatrix} \cos \varphi_g & 0 & -\sin \varphi_g \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \varphi_g & 0 & \cos \varphi_g \end{bmatrix}$$

Hat der Ursprung des Blenden-Koordinatensystems im Tragarm-System die Koordinaten

$$\vec{V}_b = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ B_z \end{bmatrix}$$

und ist das Blenden-Koordinatensystem im Tragarm-System um den Winkel θ_b gedreht, so lauten die Koordinaten von $\vec{V}_0$ im Blenden-Koordinatensystem

$$\vec{V}_{fb} = M_{gb} [\vec{V}_{fg} - \vec{V}_b]$$

$$\text{mit } M_{gb} = \begin{bmatrix} \cos \theta_b & \sin \theta_b & 0 \\ -\sin \theta_b & \cos \theta_b & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Hat der Ursprung des Keilfilter-Systems im Blenden-Koordinatensystem die Koordinaten

$$\vec{V}_w = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ W_z \end{bmatrix}$$

und ist das Keilfilter-System gegenüber dem Blenden-Koordinatensystem um den Winkel θ_w gedreht, so lauten die Koordinaten von $\vec{V}_0$ im Keilfilter-System

$$\vec{V}_{fw} = M_{bw} (\vec{V}_{fb} - \vec{V}_w)$$

$$\text{mit } M_{bw} = \begin{bmatrix} \cos \theta_w & \sin \theta_w & 0 \\ -\sin \theta_w & \cos \theta_w & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\vec{V}_{fw} = M^* \cdot \vec{V}_o - \vec{V}^*$$

$$\text{mit } M^* = \begin{bmatrix} m_{11}^* & m_{12}^* & m_{13}^* \\ m_{21}^* & m_{22}^* & m_{23}^* \\ m_{31}^* & m_{32}^* & m_{33}^* \end{bmatrix} = M_{bw} \cdot M_{gb} \cdot M_{fg}$$

$$\text{und } \vec{V}^* = \begin{bmatrix} v_1^* \\ v_2^* \\ v_3^* \end{bmatrix} = M_{bw} \cdot M_{gb} \cdot \vec{V}_b + M_{bw} \cdot \vec{V}_w$$

Die Matrixkoeffizienten sind

$$\begin{aligned} m_{11}^* &= \cos \theta_w \cdot \cos \theta_b \cdot \cos \varphi_g - \sin \theta_w \cdot \sin \theta_b \cdot \cos \varphi_g = \cos (\theta_w + \theta_b) \cdot \cos \varphi_g \\ m_{12}^* &= \cos \theta_w \cdot \sin \theta_b + \sin \theta_w \cdot \cos \theta_b = \sin (\theta_w + \theta_b) \\ m_{13}^* &= -\cos \theta_w \cdot \cos \theta_b \cdot \sin \varphi_g + \sin \theta_w \cdot \sin \theta_b \cdot \sin \varphi_g = -\cos (\theta_w + \theta_b) \cdot \sin \varphi_g \\ m_{21}^* &= -\sin \theta_w \cdot \cos \theta_b \cdot \cos \varphi_g - \cos \theta_w \cdot \sin \theta_b \cdot \cos \varphi_g = -\sin (\theta_w + \theta_b) \cdot \cos \varphi_g \\ m_{22}^* &= -\sin \theta_w \cdot \sin \theta_b + \cos \theta_w \cdot \cos \theta_b = \cos (\theta_w + \theta_b) \\ m_{23}^* &= -\sin \theta_w \cdot \cos \theta_b \cdot \sin \varphi_g + \cos \theta_w \cdot \sin \theta_b \cdot \sin \varphi_g = \sin (\theta_w + \theta_b) \cdot \sin \varphi_g \\ m_{31}^* &= \sin \varphi_g \\ m_{32}^* &= 0 \\ m_{33}^* &= \cos \varphi_g \end{aligned}$$

ANMERKUNG $(\theta_w + \theta_b)$ ist der Gesamtdrehwinkel des Keilfilters im „g“-System. Da θ_w meist auf einen der vier Hauptwinkel 0° , 90° , 180° oder 270° beschränkt ist, ist die Berechnung von $\sin (\theta_w + \theta_b)$ und $\cos (\theta_w + \theta_b)$ relativ einfach.

Die Vektorkoeffizienten sind

$$\begin{aligned} v_1^* &= 0 \\ v_2^* &= 0 \\ v_3^* &= Bz + Wz \end{aligned}$$

Für die Rücktransformation gilt

$$\vec{V}_o = M^{*-1} (\vec{V}_{fw} + \vec{V}^*)$$

A.3.3 Transformation vom Tischoberteil-System in das Keilfilter-System

Sei $\vec{V}_o$ der Vektor zu einem Punkt im Tischoberteil-System. Nach A.3.1 und A.3.2 sind die Koordinaten dieses Punktes im raumfesten System:

$$\vec{V}_{tf} = M^{-1} \cdot (\vec{V}_o + \vec{V})$$

und im Keilfilter-System

$$\vec{V}_{tw} = M^* \cdot [M^{-1} (\vec{V}_o + \vec{V})] - \vec{V}^*$$

A.4 Zahlenbeispiele

Die folgenden Zahlenbeispiele können dem Benutzer zur Überprüfung seiner eigenen Transformationsberechnungen, z. B. im Rahmen der Softwareentwicklung, dienen.

A.4.1 Transformation vom Muttersystem in das Tochtersystem

Es seien die Koordinaten des Ursprungs des Tochtersystems im Muttersystem $\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 80 \end{bmatrix}$.

Es seien die Koordinaten eines Punktes im Muttersystem $\begin{bmatrix} 10 \\ -20 \\ 5 \end{bmatrix}$.

Wenn der Rotationswinkel θ um die z-Achse 30° beträgt, dann lauten die Koordinaten dieses Punktes im Tochtersystem

$$\begin{bmatrix} -1,3 \\ -22,3 \\ -75 \end{bmatrix}.$$

A.4.2 Transformation vom Tochtersystem in das Muttersystem

Angenommen, der Ursprung des Muttersystems fällt mit dem des Tochtersystems zusammen.

Es seien die Koordinaten eines Punktes im Tochtersystem $\begin{bmatrix} -30 \\ 15 \\ 0 \end{bmatrix}$.

Wenn der Rotationswinkel ϕ um die y-Achse des Muttersystems 70° beträgt, dann lauten die Koordinaten dieses Punktes im Muttersystem

$$\begin{bmatrix} -10,3 \\ 15 \\ 28,2 \end{bmatrix}.$$

A.4.3 Transformation vom raumfesten System in das Tischoberteil-System

Nach A.3.1 werden folgende Annahmen gemacht

$$\vec{V}_0 = \begin{bmatrix} 8 \\ 11 \\ 20 \end{bmatrix} \quad \alpha = 15^\circ \quad E_y = -70^\circ \quad \beta = 40^\circ \quad T_y = 30,$$

Dann lauten die Koordinaten von $\vec{V}_0$ im Tischoberteil-System

$$\begin{bmatrix} 58,6 \\ 23,4 \\ 20 \end{bmatrix}.$$

A.4.4 Transformation vom raumfesten System in das Keilfilter-System

Nach A.3.2 werden folgende Annahmen gemacht

$$\vec{V}_0 = \begin{bmatrix} 9 \\ 17 \\ -3 \end{bmatrix} \quad \varphi_g = 50^\circ \quad B_z = 100 \quad \theta_b = 12^\circ \quad W_z = -40 \quad \theta_w = 90^\circ,$$

Dann lauten die Koordinaten von $\vec{V}_0$ im Keilfilter-System $\begin{bmatrix} 14,9 \\ -11,4 \\ -55,0 \end{bmatrix}$.

Nur für die Normungsarbeit

Anhang B (informativ)

Literaturhinweise

- [1] Joy, A. R., *A standard system of coordinates for radiotherapy apparatus*, *Physics in Medicine and Biology*, 1974, 19, Nr. 2, 213–219
- [2] ICRU Report Nr. 42, *Use of computers in external beam radiotherapy procedures with high energy photons and electrons*, issued 15 December 1987, International Commission on Radiation Units and Measurements, 7910 Woodmont Avenue, Bethesda, Maryland 20814, USA
- [3] Siddon, R. L., *Solution to treatment planning problems using coordinate transformations*, *Med. Phys.* 1984, 8 (6), 766–774
- [4] IEC 60601-2-1:1981, *Safety of medical equipment — Part 2: Particular requirements for medical electron accelerators in the range 1 MeV to 50 MeV — Section One: General — Section Two: Radiation safety for equipment*
- [5] IEC 60601-2-11:1987, *Medical electrical equipment — Part 2: Particular requirements for the safety of gamma beam therapy equipment*
- [6] IEC 60976:1989, *Medical electrical equipment — Medical electron accelerators — Functional performance characteristics*
- [7] IEC 60977:1989, *Medical electrical equipment — Medical electron accelerators in the range 1 MeV to 50 MeV — Guidelines for functional performance characteristics*
- [8] IEC 60601-2-29:1993, *Medical electrical equipment — Part 2: Particular requirements for the safety of radiotherapy simulators*
- [9] IEC 61168:1993, *Radiotherapy simulators — Functional performance characteristics*
- [10] IEC 61170:1993, *Radiotherapy simulators — Guidelines for functional performance characteristics*

Nur für die Normung

Anhang C (informativ)

Begründung für die Änderungen bisheriger IEC-Skalenfestlegungen

C.1 Historische Entwicklung

Die Skalenkonventionen in IEC 60601-2-1 basierten weitgehend auf den in [1]^{*)} dargestellten. Seither gibt es viele Neuentwicklungen bei Strahlentherapie-Einrichtungen und beim Datentransfer von einem Gerät zum anderen, einschließlich:

- a) Verwendung von CT- und NMR-Bildern in der Bestrahlungsplanung;
- b) dreidimensionale Bestrahlungsplanung;
- c) Konformations-Strahlentherapie;
- d) zunehmende Anwendung isozentrisch ausgerichteter Strahlentherapie;
- e) kombinierte Verwendung von Therapie-Simulatoren und Portal-Imaging-Bildern zur Patientenlokalisierung und Einstellung des Strahlenfeldes;
- f) CT-ähnliche virtuelle Simulation und Quellenperspektive;
- g) computergesteuerte Gerätebewegungen;
- h) Austausch von digitalen Daten und Bildern zwischen Computer-Workstations über Datennetzwerke;
- i) unabhängig voneinander gesteuerte Feldränder, z. B. für asymmetrische Felder;
- j) Multi-Element-Blendensysteme;
- k) dynamische Keilfilter;
- l) dynamische Kompensation;
- m) Erweiterung der Höhenverstellung des Patiententisches über das Isozentrum hinaus;
- n) Mehrfelderbestrahlungen, ohne dass zwischen den Einzelbestrahlungen der Anwender den Bestrahlungsraum betreten muss.

Im Rahmen der Überarbeitung der Normen der Reihe IEC 60601-2 (Gammabestrahlungseinrichtungen, Therapie-Simulatoren, medizinische Elektronenbeschleuniger) beschloss die IEC, Skalenkonventionen für alle Strahlentherapie-Einrichtungen in einer einzigen Norm festzulegen.

In [4] und [11] war das gemeinsame Prinzip, wie dem Auge des Anwenders am Ort des Isozentrums im Simulator- oder Bestrahlungsraum die Positionen der Gerätekomponenten erscheinen. Das Augenmerk wurde auf die Einstellung der mechanischen Komponenten durch den Bediener relativ zum Patienten gerichtet (z. B. die Ränder des Lichtfeldes relativ zu Hautmarken auf dem Patienten).

^{*)} Die Zahlenangaben in eckigen Klammern beziehen sich auf Anhang B, Literaturhinweise.

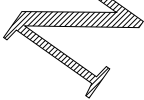
Eine Folge der oben aufgezählten Neuentwicklungen sind eine Verlagerung des Augenmerks auf die Übertragung dreidimensionaler Bilddaten, die Positionierung des Zielvolumens des Patienten und seinen anatomischen Landmarken im dreidimensionalen Raum und die Einstellung von Gerätekomponenten in diesem Raum. Ein erster Schritt in dieser Richtung wurde in [2] und der ihr vorausgegangenen Veröffentlichung [3] getan. Darin war das Zielvolumen des Patienten vektoriell innerhalb der dreidimensionalen Koordinaten der CT-Bilddaten definiert. Die Winkelpositionen des Tragarms des Gerätes und des Patiententisches waren dann in diesem Koordinatensystem festgelegt.

Mit der Entwicklung neuer Gerätebewegungsmöglichkeiten (z. B. asymmetrische Felder, Multi-Element-Blendensysteme) wurde es für die IEC unumgänglich, sich mit zusätzlichen Skalenkonventionen zu IEC 60601-2-1 zu befassen. Um in der Zukunft weitere derartige Entwicklungen zu ermöglichen, wurde beschlossen, in IEC 61217 einen Satz von dreidimensionalen Koordinatensystemen im Raum als ein einheitliches Konzept zu definieren. Jeder bedeutenden, bewegbaren Komponente der Einrichtung wird ein Koordinatensystem aus dem Satz von Koordinatensystemen zugeordnet. Skalen zur Bewegung dieser Gerätekomponente sind in diesem Koordinatensystem definiert.

C.2 Skalenänderungen

In IEC 61217 sind wesentliche Änderungen gegenüber IEC 60601-2-1 durchgeführt worden. Diese Änderungen samt zugehöriger Begründung sind im Folgenden aufgeführt.

- a) Lineare Skalen ... -2, -1, 0, +1, +2 ... anstelle von ... 998, 999, 0, 1, 2 ... Diese Änderungen wurden durch Abstimmung der Nationalen Komitees gebilligt. Der ursprüngliche Grund der Konventionen nach IEC 60601-2-1 war, den Gebrauch des Minuszeichens zu vermeiden und folglich Fehler zu verhindern, die entstehen, wenn das Minuszeichen zufällig ausfällt. In der Mathematik ist es üblich, Koordinatensysteme mit ... -2, -1, 0, +1, +2 ... zu skalieren. Um Fehler aufgrund des zufälligen Ausfalls des Minuszeichens zu vermeiden, fordert IEC 61217 das Pluszeichen bei allen positiven Skalenwerten. Folglich würde bei -2 der Ausfall von „-“2 ergeben und nicht +2, ein offensichtlicher Fehler.
- b) Die Richtungen von X und Y sind vertauscht, damit die Richtung X (quer zum Patienten) konsistent mit der Festlegung der X-Koordinate des CT-Bildes ist, wie in [2] dargestellt. Demzufolge zeigt in IEC 61217 Y längs der Rotationsachse des Tragarms in Richtung Tragarm, X verläuft quer dazu. In IEC 60601-2-1: 1981 verlief X längs der Rotationsachse des Tragarms und Y quer dazu. Diese Änderungen wurden von den Nationalen Komitees empfohlen.
- c) Die Z-Richtung war in IEC 60601-2-1 nicht definiert. In IEC 61217 ist Z stets vertikal nach oben gerichtet, wenn die Winkel aller Gerätekomponenten null sind. Folglich nehmen in IEC 61217 die Skalenwerte der Höhe des Tischoberteils mit der vom Fußboden nach oben gerichteten Bewegung zu, während sie in IEC 60601-2-1 mit der vertikal abwärts zum Fußboden gerichteten Bewegung ansteigen. Diese Änderung für die Höhe des Tischoberteils passt sich sowohl den Mischoberteilen mit erweitertem Höheneinstellbereich an, die sich weit über das Isozentrum hinaus bewegen, als auch isozentrischen Bestrahlungen mit Eintrittsfeldern über den gesamten Winkelbereich von 360° der Tragarmrotation.
- d) Alle Winkelskalenwerte steigen in IEC 61217 in der gleichen Richtung an wie in IEC 60601-2-1, ausgenommen bei der Rotation des Patiententisches. Befindet sich der Tragarm bei null Grad, so ist die Richtung ansteigender Werte für die Winkelstellung die gleiche (nach oben gesehen im Uhrzeigersinn) für den Patiententisch wie für die Blenden oder die Messblenden. Somit behalten die Feldachsen ihre Orientierung zum Tischoberteil bei, wenn der Patiententisch und die Blenden oder die Messblenden um den gleichen Winkel rotiert werden.



- e) Aufgrund der Neuentwicklung und der zunehmenden Anwendung bestimmter Gerätekomponten und damit verbundener Bewegungen ist Folgendes hinzugefügt worden:
- 1) Die Positionen der Ränder X1, X2, Y1, Y2 des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes werden für unabhängig voneinander einstellbare Feldränder (z. B. asymmetrische Felder) angezeigt.
 - 2) Die Positionen der Elementränder X101 bis X1N, X201 bis X2N, Y101 bis Y1N und Y201 bis Y2N des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes werden für Multi-Element-Strahlenfelder angezeigt.
 - 3) Bewegungen des Röntgen-Bildempfängers (Koordinatensystem und Skalen).
 - 4) Bewegungen des Keilfilters (Koordinatensystem und Skalen).
- f) Wegen ihrer seltenen Anwendung bzw. einer mangelnden Notwendigkeit für Skalen und um IEC 61217 zu vereinfachen, sind Koordinatensysteme und ihre zugehörigen Skalen nicht enthalten für:
- 1) an der Wand montierte Anlagen;
 - 2) an der Decke montierte Anlagen;
 - 3) die Neigung des Strahlerkopfes;
 - 4) die Auslenkung des Strahlerkopfes;
 - 5) die Neigung des Tischoberteils;
 - 6) das Kippen des Tischoberteils.
- g) Um die unbeschränkte Anwendung dieses Konzeptes der Koordinatensysteme zu ermöglichen, wird davon ausgegangen, dass diese Norm in der Zukunft um das Patienten-Koordinatensystem ergänzt werden wird.

ANMERKUNG 1 Es wurde ein abweichendes Verfahren zur Bereitstellung von Skalen für die Ränder asymmetrischer und unregelmäßiger (Multi-Element-)Strahlenfelder erwogen, und zwar für jeden Blendenblock oder jedes Element einen positiven Skalenwert einzuführen, ausgenommen bei Überschreitung des Zentralstrahls, wo der Skalenwert negativ wäre. Diese Vorgehensweise wurde verworfen, da sie beim Definieren eines gegebenen Punktes im Strahlenfeld zu Verwirrung geführt hätte. Die Koordinaten eines Punktes im Strahlenfeld würden den Skalenwerten von entgegengesetzten Elementen eines Multi-Element-Blendensystems nicht entsprechen. Zum Beispiel würde ein Punkt bei $x = +5$ der Angabe $X1 = -5$ (das linke Element hat den Zentralstrahl überschritten) oder $X2 = +5$ (das rechte Element hat den Zentralstrahl nicht überschritten) entsprechen. In dem gewählten Verfahren würde ein Punkt bei $x = +5$ $X1 = +5$ oder $X2 = +5$ entsprechen.

ANMERKUNG 2 Bedenken wurden geäußert, dass viele bereits installierte Anlagen Skalen aufweisen, die sich von der Skalenkonvention dieser Norm unterscheiden. Zum Beispiel wurde vorgeschlagen, die Konvention nach IEC 60601-2-1 für die Rotation des Patiententisches beizubehalten (d. h. 0° nach vorne, 90° nach rechts und 270° nach links gerichtet, wenn man dem Tragarm gegenübersteht). Jedoch schließen sich mehr als ein Drittel der weltweit installierten Anlagen der IEC 60601-2-1-Konvention nicht an (z. B. 180° nach vorne, 90° nach links, 270° nach rechts) und würden in jedem Fall eine Modifikation erforderlich machen. Deshalb ist aus Gründen der Konsistenz in allen Fällen der Anstieg von Winkelskalenwerten definiert als entsprechende Rotation um eine Achse im Uhrzeigersinn, vom Ursprung der Achse aus betrachtet. Dies bedeutet auch eine Umkehr von der Winkelkonvention des Patiententisches nach [2] und [3]. Ein Vorteil ist, dass bei senkrecht nach unten gerichtetem Nutzstrahlenbündel, wie z. B. bei der Ausgangseinstellung des Patienten, das Strahlenfeld oder simulierte Strahlenfeld seine Orientierung auf dem Tischoberteil beibehält, wenn der Patiententisch und die Blenden oder die Messblenden um den gleichen Winkel rotiert werden.

Anhang D (informativ)

Zusammenfassung der Ergänzungen und Änderungen zu Skalenfestlegungen in IEC 60601-2-1, IEC 60601-2-11, IEC 60976 und IEC 60977

- a) Lineare Skalenanzeige ... -2, -1, 0, +1, +2 ... anstelle von ... 998, 999, 0, 1, 2 ...; die Anzeige des Pluszeichens wird für alle positiven Werte gefordert, wenn eine Dimension negative Werte haben kann.
- b) Die Richtungen von X und Y sind für alle Koordinatensysteme vertauscht, z. B. verläuft Yg jetzt längs der Rotationsachse des Tragarms und Xg quer zu dieser.
- c) Die Werte für FX und FY werden angezeigt, ungeachtet dessen, ob das Strahlenfeld oder simulierte Strahlenfeld symmetrisch oder asymmetrisch ist.
- d) Die Position der Ränder X1 und X2 des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes werden bei asymmetrischen Strahlenfeldern in den Koordinaten des von ihnen erzeugten Feldes angezeigt.
- e) Die Position der Ränder Y1 und Y2 des Strahlenfeldes oder simulierten Strahlenfeldes werden bei asymmetrischen Strahlenfeldern in den Koordinaten des von ihnen erzeugten Feldes angezeigt.
- f) Bei unregelmäßigen Multi-Element-Strahlenfeldern oder simulierten Strahlenfeldern werden jede Element-Kennzahl und ihre zugehörigen Ränder X101 bis X1N und X201 bis X2N oder Y101 bis Y1N und Y201 bis Y2N abhängig von der Konstruktion des Multi-Element-Blendensystems angezeigt.
- g) Die Richtung der isozentrischen Rotation des Patiententisches ist umgekehrt worden.
- h) Der Höhenskalenwert des Patiententisches steigt mit zunehmendem Abstand des Mischoberteils vom Fußboden an.
- i) Anlagen, die an der Wand oder Decke montiert sind sowie die Neigung und Auslenkung bzw. das Kippen des Strahlerkopfes und des Tischoberteils, sind nicht berücksichtigt.
- j) Die Bewegungen des Röntgen-Bildempfängers sind enthalten.
- k) Die Bewegungen des Keilfilters sind enthalten.

Anhang E (informativ)

Benennungen

N3)

Nur für die Normungsarbeit

N3) Nationale Fußnote: Der informative Anhang E „Terminology“ wurde nicht übersetzt, da er von der Konzeption her nur im Originaltext seine Bedeutung hat. Bezüglich der Definitionen der deutschen Benennungen wird auf DIN 6814-8 verwiesen.

Anhang F (informativ)

Koordinatentransformation zwischen den IEC- und den DICOM-Patienten-Koordinaten

Um entsprechend Bild F.1 Koordinaten nach der IEC-Konvention in Koordinaten der DICOM-Konvention zu transformieren, muss eine Rotation um 90° im Gegenuhrzeigersinn um die X-Achse durchgeführt werden. Die Rotationsmatrix lautet (siehe Tabelle A.1):

$$\begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \psi_p & \sin \psi_p \\ 0 & -\sin \psi_p & \cos \psi_p \end{pmatrix}$$

Ist $\psi_p = -90^\circ$, so lautet die Matrix:

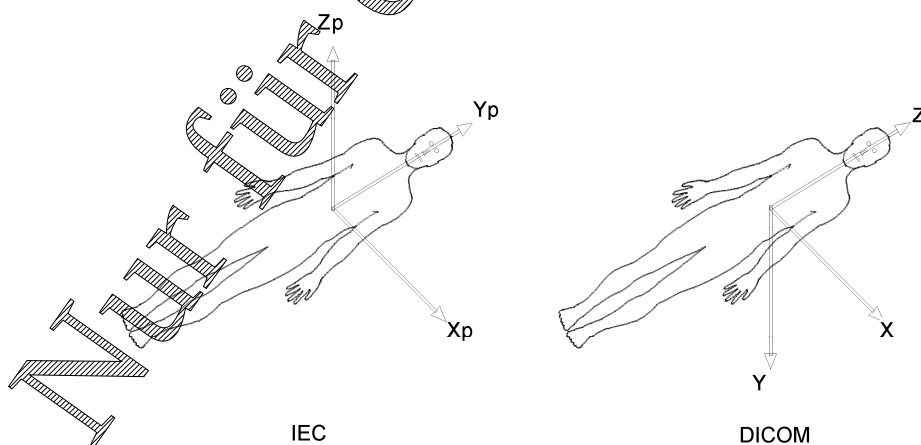
$$\begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix}$$

Entsprechend lautet die Rotationsmatrix zur Transformation von DICOM-Koordinaten in IEC-Koordinaten (siehe Tabelle A.1):

$$\begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \psi_p & -\sin \psi_p \\ 0 & \sin \psi_p & \cos \psi_p \end{pmatrix}$$

Für $\psi_p = -90^\circ$ lautet die Matrix:

$$\begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & -1 & 0 \end{pmatrix}$$



ANMERKUNG Falls der Koordinatenursprung des IEC-Systems mit dem des DICOM-Systems nicht übereinstimmt, ist zusätzlich eine Translations-Transformation notwendig.

Bild F.1 — Koordinaten-Transformation zwischen IEC- und DICOM-Patienten-Koordinaten