Koordinatensysteme für die Schwerionentherapie an der GSI

O. Jäkel, G. Hartmann, C. Lappe
Deutsches Krebsforschungszentrum Heidelberg

D. Schardt
Gesellschaft für Schwerionenforschung Darmstadt

26. August 1997

Inhaltsverzeichnis

1 Allgemeines

In diesem Dokument werden die Definitionen für die verschiedenen Koordinatensysteme festgelegt, welche für die Therapie mit schweren Ionen an der GSI benötigt werden. Es werden Koordinaten für ein stereotaktisches Patientensystem, ein raumfestes System, den Patiententisch, den Rasterscanner und ein bildgebendes Patientensystem vorgeschlagen (s. Abb. 1, 2,3,5,6). Alle diese Systeme sind *rechtshändig*.
Bei Angaben zur Koordinatenumrechnung werden die Bezeichnungen des Kapitel 2.6 verwendet.
Einige Erläuterungen zu diesen Systemen und die Relation zu den standardmäßig in der Strahlentherapie verwendeten Systemen geben die Abschnitte 2.7 und 2.8.
In Abschnitt 4 werden Maßnahmen zur Kontrolle der Ausrichtung dieser Systeme beschrieben.

2 Koordinatensysteme

2.1 Stereotaktisches Patientensystem

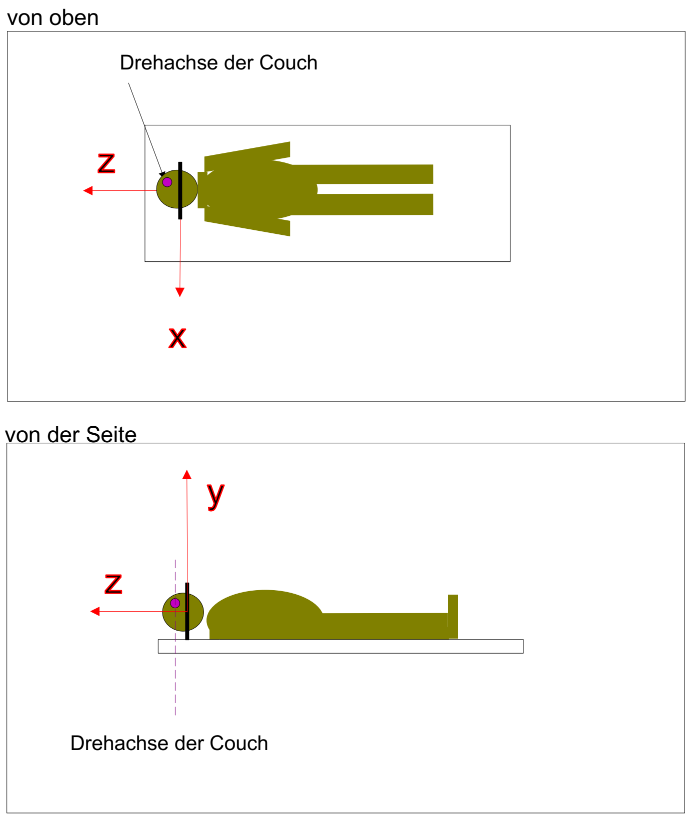

Abbildung 1: Ansicht des stereotaktischen Patientenkoordinatensystems

Das stereotaktische Patientensystem wird durch den sogenannten stereotaktischen Rahmen realisiert, welcher fest mit dem Kopf des Patienten verbunden ist. Sein Ursprung liegt in der Mitte des Rahmens. Die z-Achse läuft vom Fuß zum Kopf des Patienten, die y-Achse vom Rücken zum Bauch und die x-Achse damit zur rechten Seite des Patienten (s. Abb. 1).
Da der Patient den Rahmen auch während der Bildgebung aufbehält, ist eine eindeutige Relation der Lage des Zielpunktes mit dem stereotaktischen Rahmen gegeben. Die relative Lage des Zielpunktes zum Ursprung des stereotaktischen Systems wird als stereotaktische Koordinate des Zielpunktes bezeichnet.
Bei der Patientenpositionierung werden nun zuerst durch Drehung des Tischaufsatzes Raum- und Patientensystem parallel ausgerichtet. Diese Ausrichtung wird durch zwei seitliche Kreuzlaser und einen Linienlaser von oben kontrolliert. Danach wird der Aufsatz der Patientenliege horizontal so verschoben, daß die Wand- und Deckenlaser auf dem stereotaktischen Rahmen gerade die stereotaktischen Koordinaten des Zielpunktes anzeigen. Damit werden Zielpunkt und Referenzpunkt zur Deckung gebracht.
Bezeichnet man den Vektor vom Ursprung des stereotaktischen Systems zum Zielpunkt mit $\vec{t_{ST}}$ so erfolgt die Umrechnung eines Koordinatenvektors vom Raumsystem $\vec{r_r}$ (s.u.) ins stereotaktische System $\vec{r_{ST}}$ (bei bereits durchgeführter Ausrichtung) über eine Translation T:

$$\boxed{\vec{r_{ST}} = T(\vec{t_{ST}})\vec{r_r}} \tag{1}$$

2.2 Raumsystem

Das Raumsystem ist fest mit dem Bestrahlungsraum verbunden und wird durch Wand- und Deckenlaser visualisiert. Es wird daher auch als Lasersystem bezeichnet. Sein Ursprung definiert den Referenzpunkt. Die z-Achse verläuft in Aufsicht antiparallel zur Strahlrichtung, jedoch in Seitenansicht horizontal (s. Abb. 2). Die y-Achse zeigt senkrecht nach oben. D.h. das Raumsystem ist um die y-Achse so verkippt wie der Zentralstrahl des Bestrahlungsfeldes (siehe 2.4), nicht jedoch um die x-Achse. Dies hat den Vorteil, daß die seitliche Verkippung des Strahles nicht in den Planungsprogrammen berücksichtigt werden muß, da bei der Positionierung Tisch und Strahl parallel ausgerichtet werden.
Eine Verkippung um die x-Achse wäre nur dann von Vorteil wenn auch der Patiententisch derart verkippt werden könnte, was nicht der Fall ist. Daher muß diese Verkippung in den Planungsprogrammen berücksichtigt werden.

2.3 Tisch-Koordinatensystem

Das Koordinatensystem des Tisches leitet sich vom Raumsystem durch eine Rotation (R) um die y-Achse ab. Der Winkel wird mathematisch negativ gezählt, d.h. beim Blick von oben auf den Tisch bedeutet ein positiver Wert

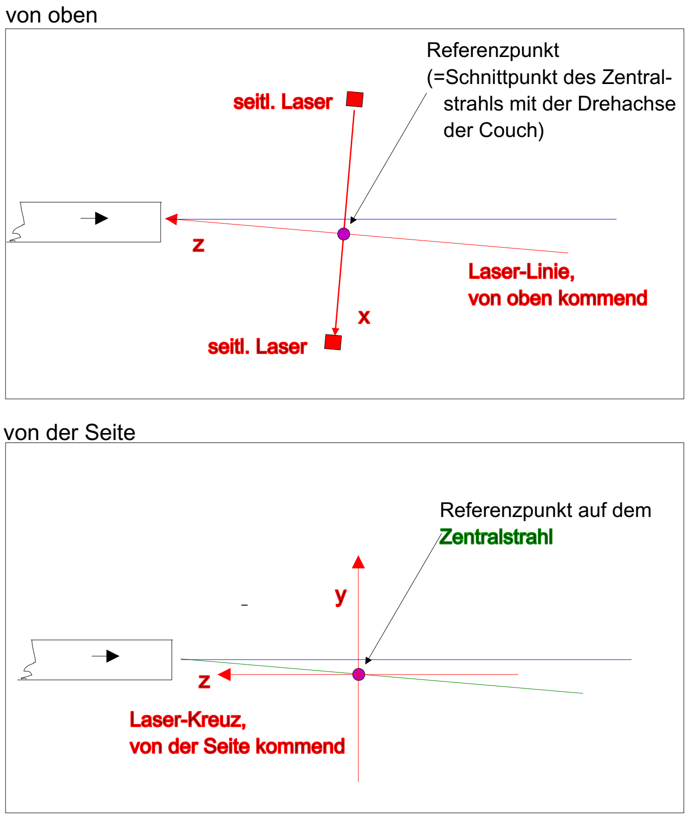

Abbildung 2: Ansicht des Raumkoordinatensystems

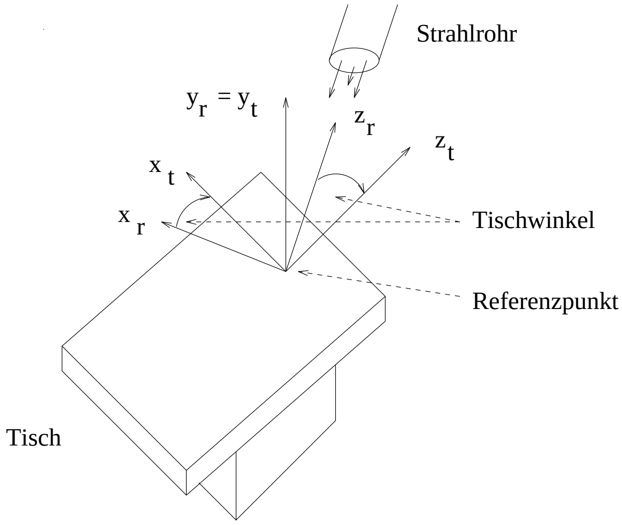

Abbildung 3: Ansicht des Tischkoordinatensystems

von Θ_T eine Drehung im Uhrzeigersinn (s. Abb. 3). Ein Tischwinkel vom Wert Θ_T bedeutet also mathematische eine Drehung um die y-Achse um den Winkel $-\Theta_T$. Da der Referenzpunkt auf der Tischdrehachse liegt, ist auch das Tischsystem ein isozentrisches System, d.h. sein Ursprung liegt im Referenzpunkt.
Für die Umrechnung eines Koordinatenvektors vom Raumsystem $\vec{r_r}$ ins Tischsystem $\vec{r_t}$ gilt:

$$\boxed{\vec{r_t} = R_y(\Theta_T)\vec{r_r} \qquad \text{bzw.} \qquad \vec{r_r} = R_y(-\Theta_T)\vec{r_t}} \tag{2}$$

2.4 Koordinaten des Rasterscanners

Eine Besonderheit der Strahlführung liegt darin, daß der Referenzpunkt der Bestrahlung in Strahlrichtung gesehen um 100 mm nach rechts und um 300 mm nach unten versetzt ist gegenüber der Achse des unabgelenkten Strahls (d.h. stromlosen Scannermagneten). Dies stellt sicher, daß der Ionenstrahl bei Ausfall der Scannermagnete automatisch aus dem Bestrahlungsfeld (max. 20x20 cm^2) herausfährt und ermöglicht den Betrieb der Scannermagnete mit unipolaren Netzgeräten. Die Auslenkung des Ionenstrahls wird von der geometrischen Mitte des jeweiligen Scannermagneten aus gemessen. Der Abstand zum Referenzpunkt beträgt 8826 mm für den horizontalen Scanner und 7800 mm für den vertikalen Scanner. Für den durch den Referenzpunkt laufenden **Zentralstrahl** des Bestrahlungsfeldes ergibt sich damit eine seitliche Auslenkung (nach rechts) von 0.649^o und eine Auslenkung nach unten um 2.203^o relativ zum unabgelenkten Strahl(s. Abb. 4). In Analogie zum IEC Gantrysystem wird hier ein Koordinatensystem des Rasterscanners de-

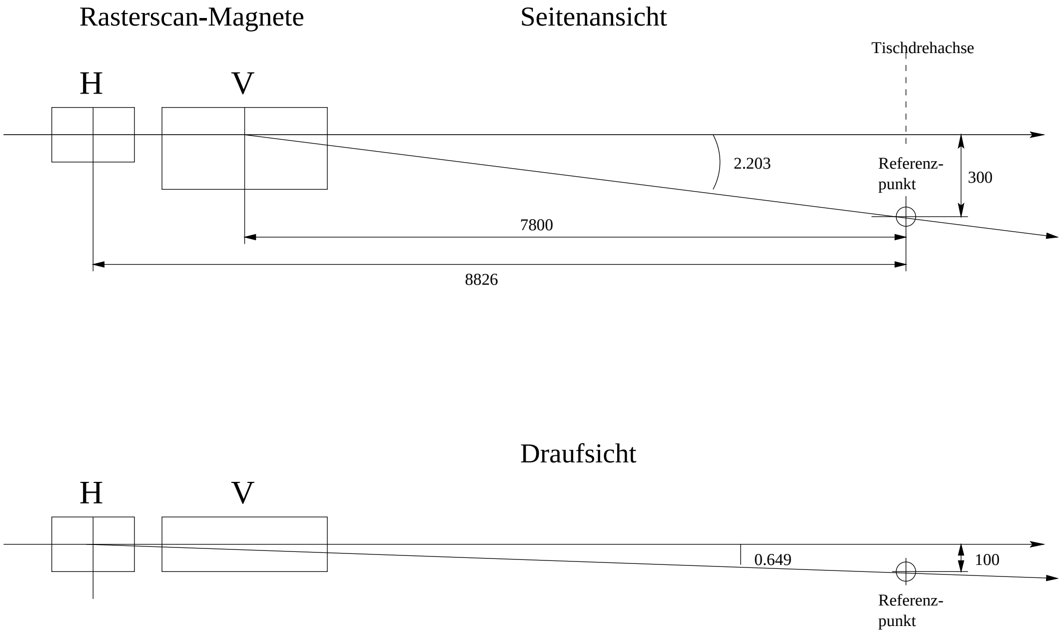

Abbildung 4: Strahlgeometrie am medizinischen Bestrahlungsplatz der GSI

finiert. Es leitet sich vom Raumsystem durch eine Drehung um die x-Achse um den Scannerwinkel Θ_S ab (s. Abb. 5). Der Scannerwinkel wird mathematisch positiv gezählt und spiegelt die Verkippung des Strahles um die x-Achse wieder. Die Auslenkung des Strahles nach unten entspricht daher einem negativen Wert des Scannerwinkels von $\Theta_S = -2.203^o$. Der Nullpunkt dieses Systems ist wiederum der Referenzpunkt. Das Koordinatensystem des Rasterscanners ist das Referenzsystem für die Steuerung des Scanners. Die Bestrahlungsplanung muß die Kontrolldaten für den Scanner in diesen Koordinaten übergeben.
Für die Umrechnung eines Koordinatenvektors vom Raumsystem $\vec{r_r}$ ins Scannersystem $\vec{r_s}$ gilt:

$$\boxed{\vec{r_s} = R_x(-\Theta_S)\vec{r_r}, \qquad \text{bzw.} \qquad \vec{r_r} = R_x(\Theta_S)\vec{r_s}} \tag{3}$$

Das Scannersystem wird durch Projektionen des Zentralstrahls von oben (Deckenlaser) und von der Seite (Laser grün) visualisiert. Diese Linienlaser dienen insbesondere auch zur Justierung der beiden Vieldrahtkammern (MWPC), die zur on-line Kontrolle der jeweiligen Sollposition des Ionenstrahls während der Bestrahlung dienen. Sie befinden sich in einem Abstand von 970 mm (MWPC1) und 790 mm (MWPC2) vor dem Referenzpunkt und müssen so ausgerichtet werden, daß der Zentralstrahl senkrecht durch das Zentrum der Kammern läuft. Das Bestrahlungsfeld am Ort des Referenzpunkts wird in den Drahtkammern aufgrund des Strahlensatzes um etwa 10% verkleinert abgebildet.

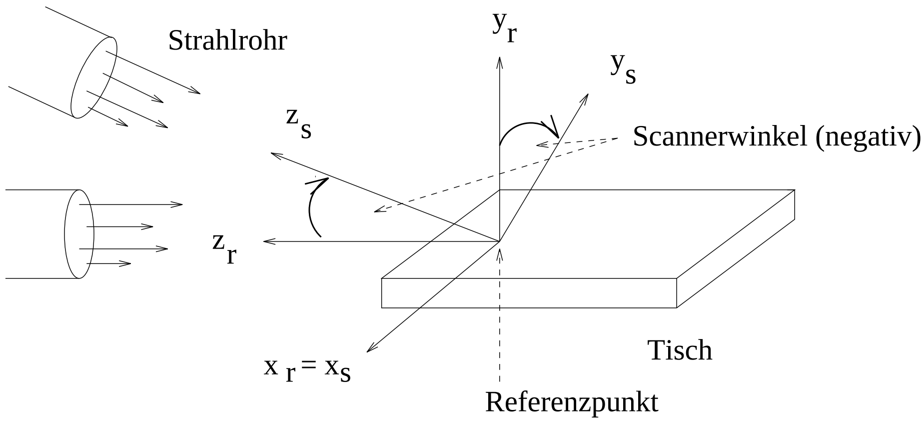

Abbildung 5: Ansicht des Scannersystems

2.5 Bildgebendes Patientensystem (CT-System)

Das bildgebende Patientensystem wird durch die Bildgebung festgelegt und daher hier kurz als CT-System bezeichnet. Die CT-Koordinaten werden benutzt um die Anatomie des Patienten zu beschreiben. Konventionell werden die Schichten eines CT immer *von unten* betrachtet. Die Anordnung der

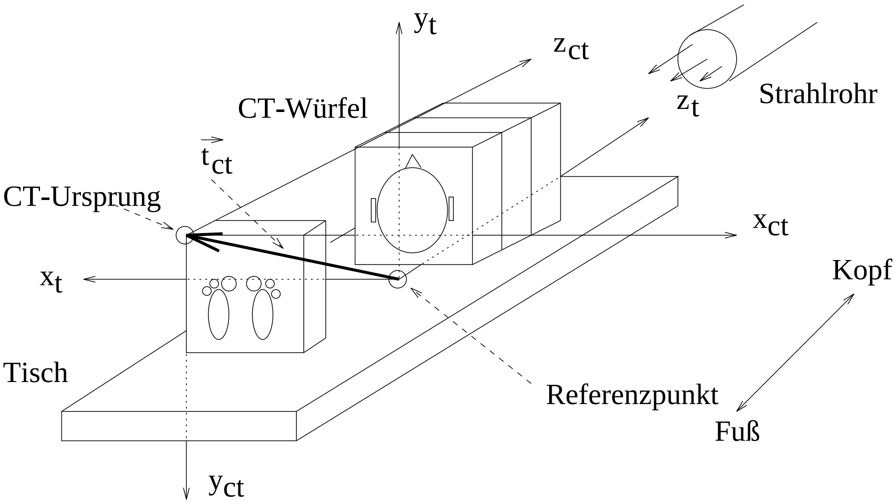

Abbildung 6: Ansicht des CT-Systems

Schichten erfolgt entlang der z-Achse und zwar von den Füßen zum Kopf. Die y-Achse verläuft vom Bauch zum Rücken und die x-Achse von rechts nach links. Der Ursprung des CT-Systems wird in einer Ecke der untersten CT-Schicht so gewählt, daß alle CT-Koordinaten innerhalb eines CT-Würfels positiv sind (s. Abb. 6).
Das CT-System leitet sich vom Tischsystem wie folgt ab:

- Drehung um die z-Achse des Tischsystems um 180^o
- Translation des Ursprungs um einen Vektor $\vec{t_{CT}}$, der vom Referenzpunkt zum Ursprung des CT-Systems läuft.

Für die Umrechnung eines Koordinatenvektors vom Tischsystem $\vec{r_t}$ ins CT-system $r\vec{_{CT}}$ gilt:

$$\boxed{\vec{r_t} = T(\vec{t_{CT}}) R_z(180^o) r\vec{_{CT}} \qquad \text{bzw.} \qquad r\vec{_{CT}} = R_z(180^o) T^{-1}(\vec{t_{CT}}) \vec{r_t}} \tag{4}$$

Für die Umwandlung von Pixel-Indizes in echte CT-Koordinaten ist die Wahl einer für das Pixel repräsentativen Koordinate wichtig. Die in VOXELPLAN konventionell getroffene Wahl ist in Abb. 7 zu sehen. Sie muß bei jeder Umwandlung von CT-Indizes in CT-Koordinaten und umgekehrt beachtet werden.

2.6 Koordinatentransformationen

Transformationen von einem Koordinatensystem in ein anderes können durch (4×4)-Matrizen ausgedrückt werden. Dabei ist für eine Drehung um einen Winkel Θ die entsprechende Drehmatrix mit dem Argument $-\Theta$ zu verwenden. So muß z.B. beim Übergang vom CT- zum Scannersystem die Scannerkoordinate $\vec{r_S}$ um den Winkel Θ_S um die Achse x_s gedreht werden um zum

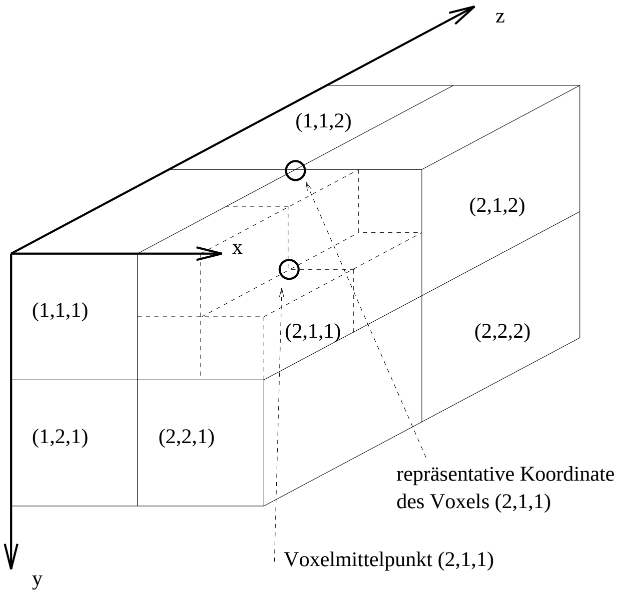

Abbildung 7: Umwandlung von CT Koordinaten in Pixel-Indizes

Raumsystem zu gelangen, dann folgt eine Rotation um $-\Theta_T$ um die Achse y_t zum Tischsystem, eine Rotation um 180^o um die Achse z_t und abschließend eine Translation um den Vektor $-\vec{t}_{CT}$:

$$\boxed{\vec{r}_{CT} = R_z(180^o)T(-\vec{t}_{CT})R_y(\theta_T)R_x(\theta_S)\vec{r}_S} \tag{5}$$

und umgekehrt:

$$\boxed{\vec{r}_S = R_x^{-1}(\theta_S)R_y^{-1}(\theta_T)T^{-1}(-\vec{t}_{CT})R_z^{-1}(180^o)\vec{r}_{CT}} \tag{6}$$

bzw.

$$\boxed{\vec{r}_S = R_x^{-1}(\theta_S)R_y(-\theta_T)T(\vec{t}_{CT})R_z^{-1}(180^o)\vec{r}_{CT}.} \tag{7}$$

Die Winkel Θ_S und Θ_T bezeichnen dabei die oben definierten Scanner- und Tischwinkel.
Die Spaltenvektoren $\vec{x}$, die Translationsmatrix T und die Rotationen um verschiedene Achsen sind gegeben durch:

$$\vec{r} = \begin{pmatrix} r_x \\ r_y \\ r_z \\ 1 \end{pmatrix}, \quad T(\vec{t}_{CT}) \;=\; \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & t_x \\ 0 & 1 & 0 & t_y \\ 0 & 0 & 1 & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \tag{8}$$

$$R_z(\theta) \;=\; \begin{pmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 0 & 0 \\ \sin\theta & \cos\theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \tag{9}$$

$$R_x(\theta) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & -\sin\theta & 0 \\ 0 & \sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \qquad R_y(\theta) = \begin{pmatrix} \cos\theta & 0 & \sin\theta & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin\theta & 0 & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Die inverse Transformation ergibt sich mit:

$$\boxed{T^{-1}(\vec{t}) = T(-\vec{t}) \quad \text{und} \quad R^{-1}(\theta) = R(-\theta).} \tag{10}$$

Damit ergibt sich für die Transformation **vom Patienten- zum Tischsystem**:

$$\begin{aligned} \vec{r}_t = T(\vec{t}_{CT}) R_z^{-1}(180^o) \vec{r}_{CT} &= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & t_x \\ 0 & 1 & 0 & t_y \\ 0 & 0 & 1 & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \vec{r}_{CT} = \\ &= \begin{pmatrix} -1 & 0 & 0 & t_x \\ 0 & -1 & 0 & t_y \\ 0 & 0 & 1 & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \vec{r}_{CT}. \end{aligned} \tag{11}$$

Für die Transformation **vom Tisch- zum Raumsystem**:

$$\vec{r}_r = R_y(-\Theta_T)\vec{r}_t = \begin{pmatrix} \cos\Theta_T & 0 & -\sin\Theta_T & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ \sin\Theta_T & 0 & \cos\Theta_T & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \vec{r}_t. \tag{12}$$

Für die Transformation **vom Raum- zum Scannersystem**:

$$\vec{r}_s = R_x(-\Theta_S)\vec{r}_r = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\Theta_S & \sin\Theta_S & 0 \\ 0 & -\sin\Theta_S & \cos\Theta_S & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \vec{r}_r. \tag{13}$$

2.7 Erläuterungen

In der konventionellen Radiotherapie werden die für verschiedene Zwecke (Bestrahlungsplanung, Patientenpositionierung, Bildgebung) benötigten unterschiedlichen Koordinatensysteme in verschiedenen Normen definiert. Für Elektronenbeschleuniger im medizinischen Bereich geschieht dies durch die IEC Normen[1] (s. Abb. 8). In Anlehnung an die IEC Normen wurden in der DIN-Norm[2] zunächst nur die Zählweise von Tisch- und Gantrywinkel übernommen. Diese Normen von 1980 wurden bei dem zur Zeit am DKFZ im

[1]International Electronical Commission

[2]DIN 6847 Teil 1, August 1980, Medizinische Elektronenbeschleunigeranlagen - Strahlenschutzanforderungen an die Einrichtungen

Einsatz befindlichen Beschleuniger und Patiententisch als auch bei dem zur Zeit an der GSI in Cave M befindlichen Patiententisch berücksichtigt. Weiterhin wurde sie im Bestrahlungsplanungsprogramm VIRTUOS in dieser Weise implementiert.
Die Definition der IEC-Systeme sowie die Zählweise der Winkel ist in Abb. 8 zu sehen. Ausgangspunkt ist das Raumsystem von dem sich das Gantrysystem durch Drehung um die y-Achse, bzw. das Tischsystem durch Drehung um die z-Achse ableitet. Zu beachten ist dabei insbesondere, daß der Tischdrehwinkel als *mathematisch negativ* definiert wurde.
In einer neuen Norm wurde 1992 durch die IEC der Tischdrehwinkel als mathematisch positiv definiert. Diese Definition fand auch Eingang in den Entwurf einer neuen DIN-Norm[3]. Da diese Norm jedoch für die zur Zeit bestehenden Einrichtungen noch keine Anwendung fand, wird im Folgenden an der Bezeichnungsweise der DIN 6847, bzw. der alten IEC-Norm von 1980 festgehalten und diese kurz als IEC-System bezeichnet.
Im Falle der Schwerionentherapie an der GSI wird an die Definition des Tischwinkels festgehalten, jedoch ist es aus zwei Gründen sinnvoll von den Definitionen der Achsen abzuweichen:

- das IEC Raumsystem wird durch die Gantryrotationsachse definiert (y-Achse des Raumsystems gleich Drehachse der Gantry), in Cave M steht jedoch keine Gantry zur Verfügung;

- um die IEC Systeme verwenden zu können müßte die Ausgangssituation für die Bestrahlung (etwa horizontaler Strahl und Tisch in Nullstellung längs der Strahlachse) durch Offsets von Tisch- und Gantry-Winkeln von jeweils 90^o definiert werden.

Um Übereinstimmung mit dem VIRTUOS-Bestrahlungsplanungssystem des DKFZ zu erzielen, müssen jedoch die in den neuen Systemen definierten Winkel intern in die alten IEC Tisch- und Gantrywinkel umgerechnet werden.
Das stereotaktische und bildgebende Patientensystem (als CT-System bezeichnet) ist nicht Teil der IEC- oder DIN-Normen wurde aber in Anlehnung an diese Norm im DKFZ festgelegt. Diese DKFZ-Definition wird beibehalten.
Die neuen Systeme wurden so festgelegt, daß die für die korrekte Patientenpositionierung entscheidenen Systeme, nämlich das stereotaktische Patientensystem und das Raumsystem (welches durch Laser im Raum visualisiert wird) die genau gleiche Ausrichtung haben wie am Linearbeschleuniger des DKFZ. Dies soll Fehler des Therapeuten beim Positionieren vermeiden helfen.
Wichtig ist ferner, daß alle diese Systeme *rechtshändig* sind.

[3]DIN 6814 Teil 8, 1994, Begriffe und Benennungen in der radiologischen Technik - Strahlentherapie

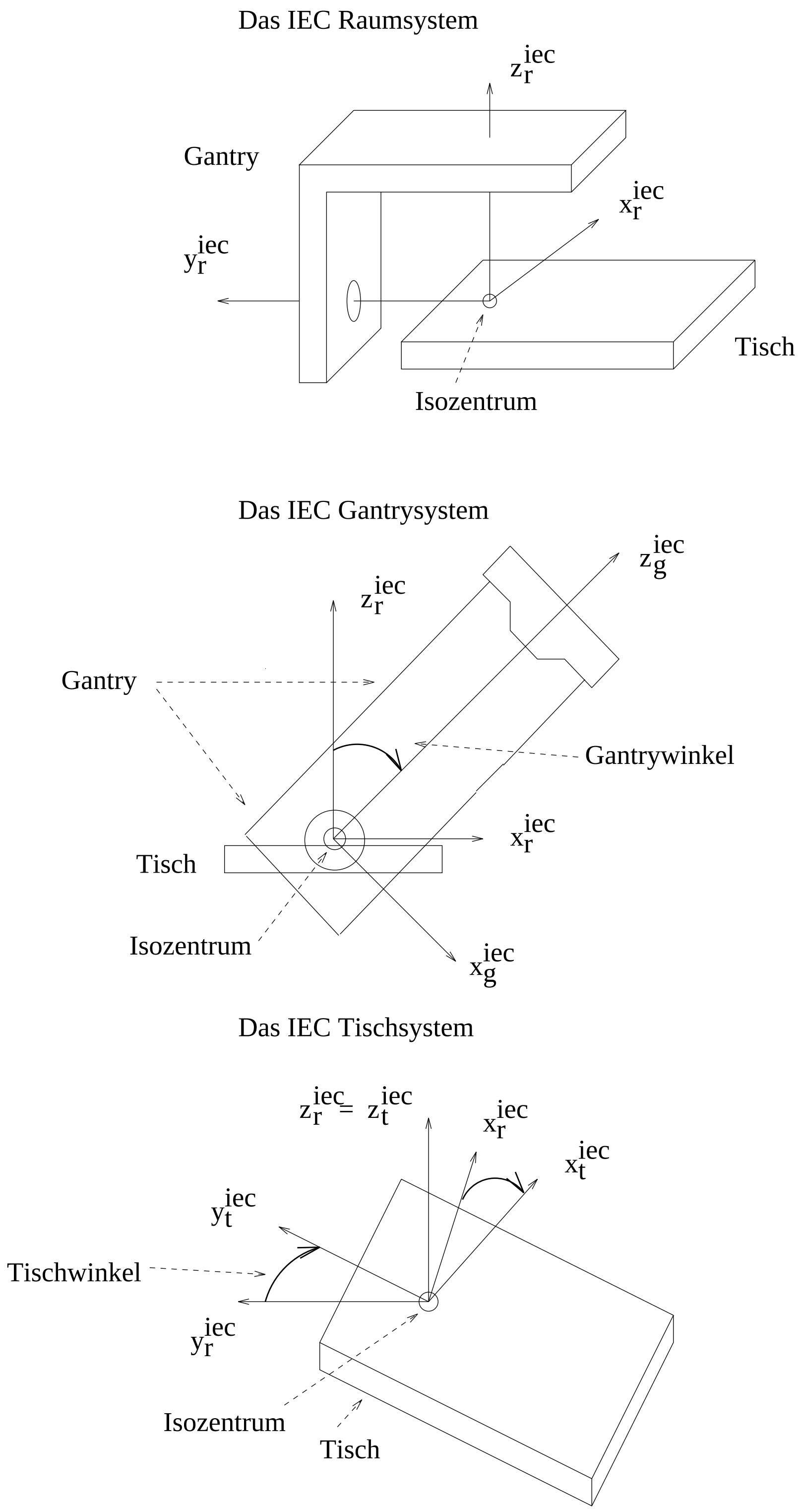

Abbildung 8: Definition der Systeme gemäß IEC-Norm von 1980

2.8 Relation zur IEC-Norm

Die Definitionen für die IEC Koordinatensysteme des Raumes, Tisches und der Gantry sind in Abb. 8 gezeigt. Mit den Bezeichnungen Θ_S und Θ_T für die hier eingeführten Scanner- und Tischwinkel, sowie den IEC-Standard Definitionen entsprechenden Winkeln für Gantry- und Tisch-Rotationen, Θ_{gantry}^{IEC} bzw. Θ_{table}^{IEC} lautet die Relation zu den Koordinatensystemen der IEC-Norm:

$$\boxed{\Theta_{gantry}^{IEC} = \Theta_S + 90^o;} \tag{14}$$

$$\boxed{\Theta_{table}^{IEC} = \Theta_T + 90^o;} \tag{15}$$

3 Anmerkungen zur Patientenpositionierung an der GSI

Die Patientenpositionierung muß den hohen Genauigkeitsanforderungen bezüglich der absoluten Präzision als auch der reproduzierbaren relativen Präzision genügen. Die Positionierung läßt sich dabei in zwei Bereiche gliedern. Der erste betrifft das Setup des Patienten an der Bestrahlungseinheit unmittelbar vor der Bestrahlung, der zweite die Bewegungsüberwachung des Patienten, bzw. des Zielpunktes, während der Bestrahlung. Drei unabhängige Systeme bilden den Rahmen des Positionierungskonzeptes an der GSI. Einzige Gemeinsamkeit der drei Systeme ist die 'Eichung' auf den Referenzpunkt der Bestrahlungseinheit. Der Referenzpunkt wird durch den Schnittpunkt von Tischdrehachse und Zentralstrahl des Rasterscanners definiert. Vermessungspunkte im Behandlungsraum erlauben mit Methoden der optischen Triangulation eine hochpräzise und reproduzierbare Markierung des Referenzpunktes.

3.1 Lasersystem

Das raumfeste Lasersystem, bestehend aus zwei seitlichen Kreuzlasern und einem an der Decke montierten Strichlaser, ist so justiert, daß der Kreuzungspunkt aller Strahlen den Referenzpunkt markiert. Das Lasersystem visualisiert das Raumsystem (siehe 2.2). Der in der Maske immobilisierte Patient wird bei der ersten Fraktion mittels Zielsystem positioniert. Die der Planung entnommenen stereotaktischen Koordinaten des Zielpunktes werden am Zielsystem eingestellt und dieses mit den einzelnen Achsen der Laser in Übereinstimmung gebracht. Danach wird das Zielsystem abgenommen und die Projektionen der Laserlinien auf der Maske nachgemalt. Bei den folgenden Fraktionen kann ohne Zielsystem gearbeitet werden, da nun die Projektionen der Laser mit den Linien auf der Maske in Überdeckung gebracht werden. Diese Form der Positionierung entspricht derjenigen, wie sie z.B. am DKFZ durchgeführt wird.

Regelmäßig durchgeführte qualitätssichernde Maßnahmen stellen sicher, daß der Kreuzungspunkt der Laser im Referenzpunkt liegt. Die Maßnahmen entsprechen denen am DKFZ durchgeführten (s.u.)

3.2 Röntgensystem

Das Röntgensystem besteht aus drei orthogonal angebrachten Röntgenröhren mit Filmhaltern. Die Zentrahlstrahlen der Röntgenröhren sind parallel zu den Achsen des Raumkoordinatensystems (siehe 2.2) orientiert. Die seitlichen zwei Röntgenröhren und die beiden zugehörigen Filmhalter sind an motorisch verfahrbaren Deckenstativen montiert. Mechanisch präzise Linearschlitten erlauben das Verfahren der Röhren und Halter von der Parkposition an der Decke zur Aufnahmeposition am Referenzpunkt. Die Zentrahlstrahlen der Röhren schneiden sich ebenfalls im Referenzpunkt. Mittels eines am Filmhalter montierten speziellen Fadenkreuzes, das sich auf dem Röntgenfilm darstellt, läßt sich sowohl die Positioniergenauigkeit der Röhren-Film-Kombination bezüglich Referenzpunkt verifizieren, als auch die Fehlpositionierung des Patienten vor der Bestrahlung quantifizieren. Die erhaltenen Röntgenbilder können mit digital rekonstruierten Röntgenbildern (DRR's) aus der Bestrahlungsplanung überlagert und eine Fehlpositionierung festgestellt werden. Die bekannten Maße des Fadenkreuzes lassen zusammen mit den ebenfalls bekannten Arbeitsabständen Fokus-Referenzpunkt-Film (Abbildungsfaktoren) die Bestimmung des Absolutbetrags der Fehlpositionierung zu.

3.3 Bewegungsüberwachung

Bewegungen des Patienten während der Bestrahlung können zu Fehlpositionierungen führen, die beim herkömmlichen Ablauf der Bestrahlung weder durch das Laser-, noch durch das Röntgensystem verifiziert werden. Ein videogrammetrisches Sensorsystem, aus zwei CCD-Kameras, Infrarotbeleuchtung, PC und Bildverarbeitungssoftware bestehend, beobachtet am Patient befestigte Marker und detektiert deren Bewegungen im Raum. Das System wird bezüglich des Referenzpunktes geeicht. Bei der ersten Fraktion wird die relative Lage der Marker bezüglich des Referenzpunkts ermittelt und als Sollwert gespeichert. Jede Lageveränderung der Marker im Verlauf der ersten und der folgenden Bestrahlung wird dem Therapeuten als Verschiebung und Rotation des Zielpunktes zu seinem Sollwert im Referenzpunkt dargestellt. Die absolute Genauigkeit des Sensorsystems liegt im Bereich von kleiner 0.5 mm.

4 Qualitätssicherung und Tests

Um eine fehlerfreie Positionierung und Bestrahlung zu garantieren muß die Ausrichtung aller Systeme kontrolliert und gegebenenfalls korrigiert werden.

Dies ist besonders für die Lage des Referenzpunktes sowie des Lasersystems von Bedeutung. Dabei müssen im Einzelnen die Methoden der Konstanz- und Zustandsprüfung sowie die Prüfparameter mit Toleranzen festgelegt werden.

4.1 Raumsystem

Das Raumsystem wird kontrolliert indem Abweichungen von an Decke und Wänden angebrachten Markierungspunkten gemessen werden. Dazu wird zunächst eine kleine Kugel auf der Tischdrehachse in Sollhöhe des Zentralstrahls angebracht. Durch Rotation des Tisches kann die Lage auf der Drehachse des Tisches kontrolliert werden. Diese Kugel kann dann benutzt werden um mit optischen Methoden (Theodolith o.ä.) die relative Lage der Kugel zu den Wandmarkern zu bestimmen.

4.2 Lasersystem

Die Ausrichtung des Lasersystems und auch die Positionierung der Röntgenröhren wird ebenfalls durch die oben beschriebene Kugel kontrolliert und die relative Lage der Laser und Röntgenröhren zum Referenzpunkt bestimmt.

4.3 Stereotaktische Bildgebung und Positionierung

Um die Bildgebung und Positionierung zu kontrollieren wird ein am DKFZ vorhandenes Phantom in den stereotaktischen Rahmen gespannt. Das Phantom enthält Markierungspunkte die eine sehr genaue Lokalisation in CT, MR und PET ermöglichen. Die Position der Markierung kann so durch Bildgebung, Planung, Positionierung und Röntgen-Verifikationsaufnahme verfolgt werden.

4.4 Röntgensystem

Zur Verifikation der Röhren-Film-Position wird ein Prüfkörper im Referenzpunkt positioniert, eine Röntgenaufnahme gemacht und die Bilder ausgewertet. Bei optimaler Position von Röhre und Film geht der Zentrahlstrahl der Röhren durch den Referenzpunkt und trifft auf das Fadenkreuz. Der Prüfkörper wird durch eine Zentralprojektion ebenfalls auf das Fadenkreuz abgebildet. Geeignete Prüfkörper erlauben die exakte Ausrichtung des Zentrahlstrahls parallel zu den Raumachsen.

4.5 Scannersystem

In der Einstellphase vor jedem Therapieblock werden Strahllage und Strahlform (Profil) entlang der Strahlführung zum medizinischen Bestrahlungsplatz mit den üblichen Strahldiagnoseelementen (Profilgitter, Leuchtschirm) kontrolliert. Dabei wird zunächst die Lage des unabgelenkten Ionenstrahls (bei stromlosen Scannermagneten) geprüft. Danach wird die Position des vom Scannersystem ausgelenkten Zentralstrahls des Bestrahlungsfeldes mit Hilfe eines im Laserkreuz des Referenzpunktes befindlichen Leuchtschirms kontrolliert. Das vom Strahl erzeugte Fluoreszenzlicht wird mit hoher Auflösung von einer Farbkamera registriert und in einer Falschfarbendarstellung wiedergegeben. Es ist sicherzustellen, daß der Zentralstrahl genau durch den Referenzpunkt läuft. Diese Überprüfung muß bei verschiedenen Strahlenergien (representative Auswahl) vorgenommen werden.