

# Von den physikalischen Kontrollen zum physikalisch-technischen Qualitätssicherungskonzept für die Radio-Onkologie

## Konstanzprüfungen und Kontrollen

Die täglichen, wöchentlichen und monatlichen Überprüfungen der Parameter an den Bestrahlungsgeräten bilden die Grundlage für eine korrekte und zuverlässige Bestrahlung des Patienten. In der Strahlenschutzverordnung und in der Beschleunigerverordnung sind diese Kontrollen denn auch gesetzlich vorgeschrieben. Für die Wahrnehmung dieser Aufgaben wird ein Medizin-Physiker mit Fachanerkennung gefordert. Die Durchführung der Qualitätskontrollen an den Beschleunigern der Radio-Onkologie Basel wurde seit der Inbetriebnahme des ersten Beschleunigers im Jahre 1968 kontinuierlich weiterentwickelt. Im Jahre 1995 wurde dafür den Mitarbeitern der Radiologischen Physik der „Philips Customer Partnership Award“ in der Kategorie „Latest advances in precision physics“ überreicht [6].

Bei der täglichen Kontrolle vor der ersten Patientenbestrahlung geht es um einen einfachen Check von Output, Feldgrösse, Fokus-Oberflächen-Distanz und Sicherheitskreis. Die wöchentlichen bzw. monatlichen Kontrollen beinhalten alle Grössen und Parameter für die Bestrahlungen bzw. Einstellungen, so z.B. die richtigen Anzeigen von Winkeln und Feldgrösse, die Übereinstimmung zwischen Lichtfeld und Strahlenfeld, die Homogenität des Strahlenfeldes, die Strahlenenergie, die Linearität des Zusammenhangs zwischen Dosis und Monitoreinheiten und selbstverständlich die Dosis pro Monitoreinheit. Für alle Parameter haben wir in Übereinstimmung mit internationalen Empfehlungen Toleranzwerte festgelegt. Akzeptierte Abweichungen liegen in der Grössenordnung von 1 – 2 mm und 2 %. Die häufigsten Abweichungen bei den Konstanzprüfungen ergeben sich bei den Licht- und Strahlenfeldgrössen, bei der Homogenität der Bestrahlungsfelder, bei Einstellhilfen sowie bei der Absolutdosis.

Einer regelmässigen Kontrolle muss auch das Bestrahlungsplanungssystem unterzogen werden. Dabei geht es nach der einmal festgestellten Übereinstimmung zwischen geplanter und applizierter Dosis unter dem Einfluss verschiedener Parameter vor allem um die Konstanz und um die Reproduzierbarkeit. Geprüft werden muss aber z.B. auch regelmässig die von den CT übernommenen Elektronendichte. Dazu hat auch die Radiologische Physik in Basel frühzeitig beigetragen, zuverlässige Kontrollen durchzuführen. Im Jahre 1989 wurde zusammen mit dem PSI ein Vergleich mit unterschiedlichen Substanzen in zehn radio-onkologischen Zentren durchgeführt [2].

Mitarbeiter der Radiologischen Physik sind am Morgen stets die ersten und am Abend – oft zusammen mit den Elektronikern der Gruppe Radiologie/Medizintechnik - üblicherweise die letzten Personen in der Radio-Onkologie. Es ist unsere Aufgabe, die Konstanz der bei der Bestrahlung benutzten Parameter zu gewährleisten, deren Werte nicht direkt ersichtlich sind. Wichtig ist nicht nur, dass die Beschleuniger strahlen, sondern auch dass sie „richtig“ strahlen. Ein für uns motivierendes Interesse an der Durchführung und den Resultaten unserer Messungen zeigte Prof. Dr. R. Hünig, der frühere

Chefarzt der Radio-Onkologie von 1972 - 1993, der sich oft am Abend anlässlich unserer Kontrollen am Beschleuniger nach den Messergebnissen erkundigte.

Der Aufwand der physikalisch-technischen Kontrollen hat kontinuierlich zugenommen. Gründe für die Zunahme in den letzten zehn Jahren sind: komplexere Beschleuniger mit mehr Möglichkeiten, kleinere Toleranzen wegen genauerer Bestrahlungen, komplexere Bestrahlungstechniken, Multi-Leaf-Kollimatoren, in-vivo-Dosimetrie und weitere. Dafür steht aber immer weniger Zeit zur Verfügung.

### **Wie gut stimmt unsere Dosimetrie?**

Auf diese Frage wird im Beitrag *„Die Dosis und ihre Wandlung vom Röntgen zum Gray“* eingegangen. Es sei hier erwähnt, dass für die in der Radio-Onkologie benutzten Dosimeter gesetzliche Vorschriften bestehen. Sie müssen regelmässig bei der Eichbehörde des Bundes (METAS) für die benutzten Photonen- und Elektronenstrahlqualitäten geeicht werden. Dazwischen müssen auch die Dosimetriesysteme einer Konstanzprüfung unterzogen werden.

Die langjährigen Vergleiche unserer Dosen anlässlich der jährlichen nationalen und internationalen Vergleichsmessungen zeigen Übereinstimmungen innerhalb von 3 %, was als gut bezeichnet werden darf.

### **Kontrolle der individuellen Bestrahlungsplanung**

Nicht nur die Bestrahlungsgeräte, sondern auch die Bestrahlungsplanung muss in die Qualitätssicherung mit einbezogen sein. Die korrekte Bestimmung und Übertragung der individuellen Bestrahlungsparameter ist eine Voraussetzung dafür, dass das geplante Therapieziel erreicht werden kann. Wichtige Kriterien für die Kontrolle der Bestrahlungsplanung sind: individuelle Überprüfung der geplanten Dosis, personelle und methodische Unabhängigkeit.

Während es das Ziel der Bestrahlungsplanung ist, die Parameter zu bestimmen, um eine gewünschte Dosis und Dosisverteilung im Zielvolumen zu applizieren, beschreiten wir bei unseren Kontrollen den umgekehrten Weg. Wir gehen von den Bestrahlungsparametern für einen Patienten am Beschleuniger aus und bestimmen daraus die Dosis. Die geplante und die bei der Kontrolle berechnete Dosis sollen gemäss Absprache mit der Radio-Onkologie innerhalb von 4 % übereinstimmen, damit der Bestrahlungsplan freigegeben wird.

Die Verantwortung für das Planungszielvolumen sowie für die entsprechende Dosis am Tumor und am gesunden Gewebe liegt bei der Radio-Onkologie. Die Radiologischen Physik trägt die Verantwortung dafür, dass mit den dokumentierten Bestrahlungsparametern die geplante Dosis pro Fraktion innerhalb einer Toleranz von 4 % erreicht werden kann.

Für die Kontrolle der Dosis unter Berücksichtigung der individuellen Bestrahlungsparameter wurde im Jahre 1993 ein PC-Programm unter Microsoft Excel erstellt (Abbildung 1), das inzwischen auch mehreren Kollegen im In- und Ausland zur Verfügung gestellt wurde. Für die vier Beschleuniger in der Radio-Onkologie Basel, bei denen zwei mit 6-MV-Photonen und zwei mit 6- und 18-MV-Photonen betrieben werden, sind die relevanten Daten gespeichert.

Bei der Kontrolle der Dosis in einem repräsentativen Punkt im Zielvolumen (CRU-Punkt) gehen wir von vereinfachten Annahmen aus. So werden der Patientenquerschnitt und im allgemeinen die Inhomogenitäten nicht berücksichtigt. Die Berechnungen erfolgen im senkrechten Strahlengang in einem Wasserphantom. Aufgrund der Vereinfachungen ist es erstaunlich, dass mit dem von uns verwendeten Algorithmus die Dosisberechnungen des aufwändigen Bestrahlungsplanungssystems auch bei komplexen Bestrahlungsplänen - inkl. 3D-Bestrahlungsplänen - innerhalb von 4 % nachvollzogen werden können.

Version 14.06.2002, HWR

Name	Value
Treatment	.....
Beam	.....
Date/Time	14.6.2002/15:51:05
Comment	.....

Transfer of Dose to ... (Alt-1...5)	Doses	% of Sum
#1	0.898 Gy	47.8 %
#2	0.980 Gy	52.2 %
#3		0.0 %
#4		0.0 %
#5		0.0 %
#6		0.0 %

Sum Doses	Sum / Dose (TPS)
1.878 Gy	OK >±2%

Abbildung 1: Bildschirmdarstellung des Excel-Programms für die Kontrolle der Berechnung der individuellen Dosis.

Die dargestellte Kontrollmethode hat sich bewährt [7]. Unser PC-Programm ist in der Anwendung einfach und benutzerfreundlich. Die individuelle Kontrolle wird für jede Bestrahlung – wie auch für jede Änderung einer Bestrahlung – unabhängig von der und im Anschluss an die Bestrahlungsplanung durchgeführt. Die Sicherheit für die Bestrahlungsplanung bzw. die Bestrahlung wird dank der individuellen Kontrolle vergrößert. Bei ca. 2 % aller kontrollierten Pläne wurden Mängel festgestellt. Diese sind meistens auf falsche Übertragungen (von der Planung ins Verifikationssystem des Beschleunigers) zurückzuführen. Zusätzlich werden vereinzelt Mängel in der Dokumentation und Zuordnung festgestellt.

## Dosismessung bei jedem Patienten

Zur Dosisverifikation wird im Institut für Radio-Onkologie des Kantonsspitals Basel seit etwa acht Jahren bei jeder Erstbestrahlung eine Dosismessung mit einer Silizium-Diode auf der Haut des Patienten durchgeführt [4]. Zu Beginn lagen die Messergebnisse öfters ausserhalb des festgelegten Toleranzbereiches von 5% für Photonen und von 10% für Elektronen. Durch die Analyse der Ergebnisse wurde bei Bestrahlungen mit Photonen eine Zunahme der Diodenempfindlichkeit mit abnehmender FOD (Fokus-Oberflächen-Distanz) und abnehmender äquivalenter Feldgrösse festgestellt (Abbildung 2). Aufgrund von Phantommessungen wurden Korrekturtabellen für die Sollwerte der in-vivo-Dosis erstellt und zwar für verschiedene Bereiche von FOD und von äquivalenten Feldgrössen. Mit diesen Korrekturfaktoren sind die berechneten Sollwerte zu multiplizieren, ehe sie mit den in-vivo-Messwerten verglichen werden [4].

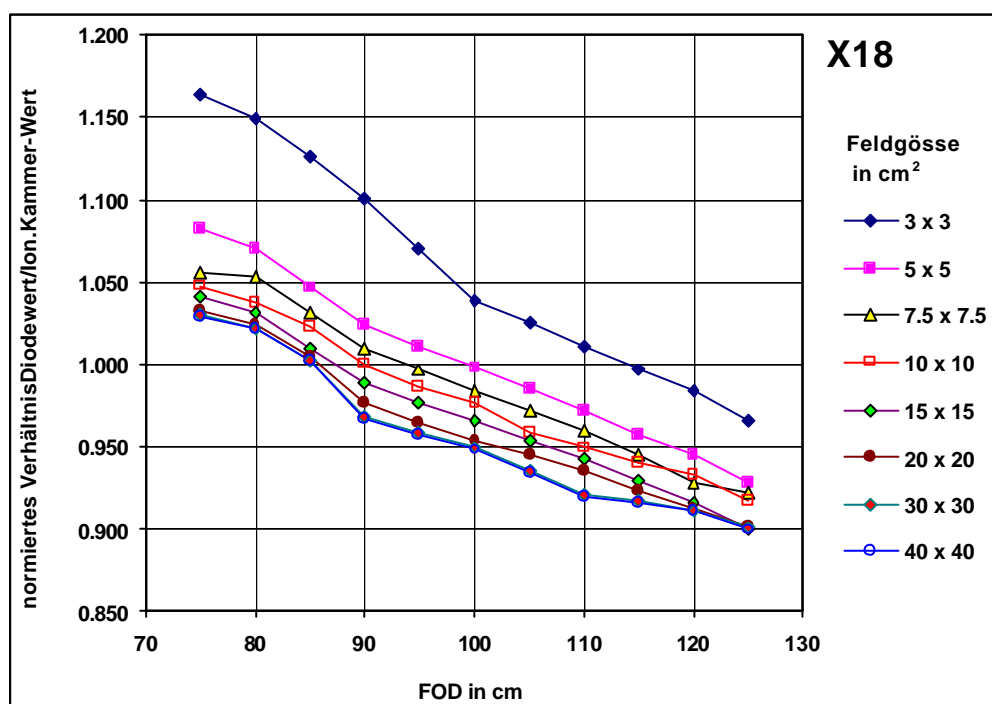


Abbildung 2: Abhängigkeit der Empfindlichkeit des in-vivo-Detektors von der FOD (Fokus-Oberflächen-Distanz) für verschiedene äquivalente Feldgrössen bei 18-MV-Photonen.

Für die Messungen an jedem der vier Beschleunigeranlagen steht ein Therapy in-vivo Dosimetry System (Model 37-720 der Firma Nuclear Associates) zur Verfügung. Das System umfasst ein digitales Zweikanal-Elektrometer zur wahlweisen Anzeige von Dosis oder Dosisleistung sowie Detektoren für die Photonen- bzw. Elektronendosimetrie. Die Photonendetektoren bestehen aus einer undotierten Silizium-Diode vom Typ n mit

Wolfram als Aufbaumaterial. Die Elektronendetektoren enthalten eine Platin-dotierte Silizium-Diode vom Typ n mit Aluminium als Aufbaumaterial. Aufgrund des Aufbaumaterials entspricht der Messwert etwa der Dosis in der Tiefe des Dosismaximums. Die Detektoren sind mit Epoxyharz wasserdicht abgeschlossen. Zur Berücksichtigung der energieabhängigen Detektorempfindlichkeit wurden am Phantom entsprechende Kalibrierfaktoren bestimmt.

In Abbildung 3 sind die Abweichungen der in-vivo-Dosimetrie für insgesamt 478 Felder bei 203 Patienten innerhalb eines Zeitraumes von zwei Monaten dargestellt. Die Bestrahlungen erfolgten an den vier Elektronenbeschleunigern des Instituts für Radio-Onkologie am Kantonsspital Basel (je zwei SL75/5 und SL25 der Firma Elekta). Dabei handelte es sich um je etwa die gleiche Anzahl von 6- und 18-MV-Photonenfeldern, während in diesem Zeitraum nur ca. 6% der Felder mit Elektronen verschiedener Energien (4 bis 22 MeV) bestrahlt wurden.

Aufgrund unserer Erfahrungen mit der in-vivo-Dosimetrie wurden die Toleranzen festgelegt. Es sind in Absprache mit den Radio-Onkologen unterschiedliche Interventionsgrenzen je nach Bestrahlungstechnik und Strahlenart vorgegeben (5 - 10 %). Weichen die in-vivo-Messwerte für Photonenfelder um 5 bis 10% von der geplanten Dosis ab, ist die in-vivo-Messung einmal zu wiederholen. Bei Bestätigung der Abweichung sowie bei erstmaligen Abweichungen von der Toleranz um mehr als 10% versucht die Radiologische Physik, die Ursache abzuklären.

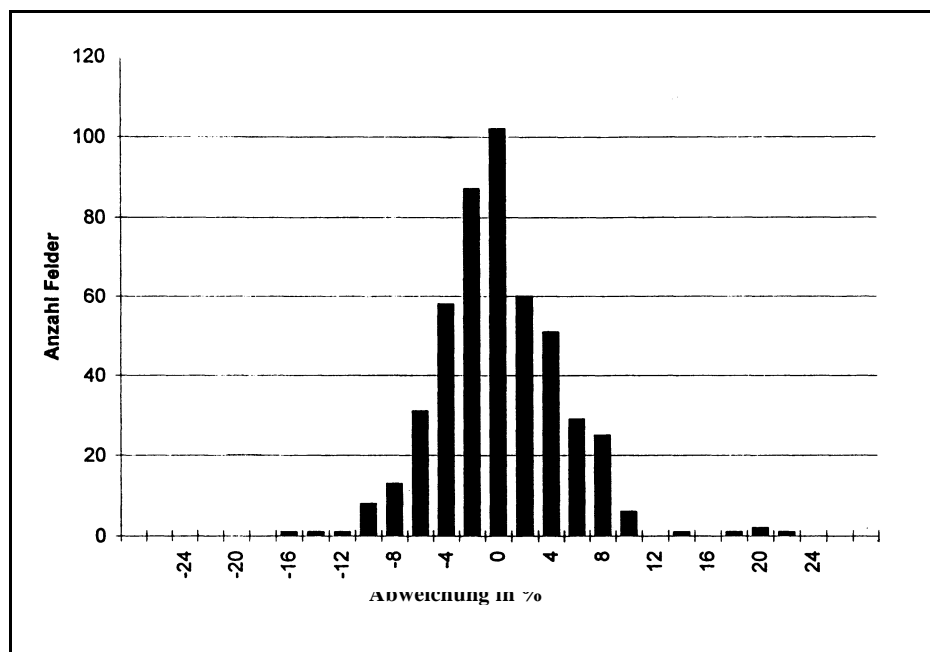


Abbildung 3: Abweichung der in-vivo-Messwerte von den aufgrund der Bestrahlungsplanung berechneten Dosen für 478 Photonen- und Elektronenfeldern von total 203 Patienten [4].

Der zusätzliche Aufwand bei der Erstbestrahlung ist für den Patienten und das Personal vertretbar. Als Ergebnis wird die Energiedosis im Dosismaximum angezeigt. Aufgrund der Eigenschaften und Kenngrößen der verwendeten Siliziumdioden ist deren Empfindlichkeit weitgehend unabhängig vom Einfallswinkel, der Dosisleistung, der akkumulierten Dosis sowie der Temperatur.

Die Empfindlichkeit der Detektoren für die verschiedenen Energien wird in monatlichen Abständen überprüft und nötigenfalls korrigiert. Unter diesen Voraussetzungen erweist sich die beschriebene Methode der in-vivo-Dosimetrie bei Erstbestrahlungen in der Radiotherapie als geeignetes Mittel, Abweichungen zwischen geplanter und tatsächlich applizierter Dosis von mehr als 5% bei Photonen und von mehr als 10% bei Elektronen festzustellen. Die festgelegten Toleranzen werden im allgemeinen eingehalten. Durch die in-vivo-Dosimetrie werden gravierende Fehler in der Bestrahlungsplanung oder bei der Übertragung der Planungsdaten auf das Verifikationssystem sowie fehlerhafte Einstellungen bei der Bestrahlung erkannt und Korrekturen sind rechtzeitig möglich.

### **Von der Planung bis zur Bestrahlung**

Der gesamte Ablauf der Bestrahlungsplanung und der Bestrahlung kann mit der Vorgabe eines Zielvolumens (z.B. Prostata) im Alderson-Phantom simuliert werden. Dies beinhaltet die Durchführung der verschiedenen Arbeitsschritte durch das entsprechende Personal (MTRA, Radio-Onkologe, Medizin-Physiker). Damit können auch die Übertragungen der Parameter von einem Gerät zum andern (CT, Simulator, Bestrahlungsplanungssystem, Verifikationssystem, Bestrahlungsgerät) überprüft werden. Bei der Bestrahlung werden die applizierten Dosen mit TLD gemessen, und das Bestrahlungsvolumen kann z.B. mit Filmen kontrolliert und mit den Vorgaben verglichen werden.

Es wird angestrebt, diese Überprüfung von der Planung bis zur Bestrahlung mittels eines anthropomorphen Phantoms halbjährlich durchzuführen. Die bisherigen Vergleiche sind noch nicht zufriedenstellend, insbesondere ausserhalb des Zielvolumens. Dabei gibt es noch messtechnische Probleme zu lösen. Diese Qualitätssicherung ist vor allem wichtig bei der Anwendung von dreidimensionaler Bestrahlungsplanung.

Vergleiche zwischen der Bestrahlungsplanung und den gemessenen applizierten Dosen am Bestrahlungsgerät haben wir in der Vergangenheit zweimal anlässlich von gesamtschweizerischen Erhebungen durchgeführt. Im Rahmen der SGSMP (Schweiz. Gesellschaft für Strahlenbiologie und Medizinischer Physik) haben wir im Jahre 1985 zwölf radio-onkologische Zentren mit einem Teil des Alderson-Phantoms besucht, an dem ein vorgegebenes Zielvolumen möglichst homogen mit 2 Gy bestrahlt werden sollte [1]. Die Ergebnisse lagen aus physikalischer Sicht im Rahmen der erwarteten Möglichkeiten, waren aber insgesamt doch ernüchternd. Im Jahre 1994 führten wir zusammen mit dem Institut de Radiophysique Appliquée (Lausanne) einen ähnlichen Vergleich in 19 Radio-Onkologischen Kliniken durch, wobei diesmal ein geometrisches Phantom mit einem lungenäquivalenten Einsatz auf dem Postweg zugeschickt wurde. An fünf Positionen im Innern des Phantoms wurden die angegebenen Dosen aufgrund der Bestrahlungsplanung angegeben und mittels Thermolumineszenz-Dosimetern während der Bestrahlung

gemessen [3]. In 88 % der Fälle stimmten die Dosen innerhalb von 5 % miteinander überein, was der Zielsetzung entsprach.

## **Unser Qualitätssicherungskonzept**

Die Qualitätssicherung zur Gewährleistung der Anwendung der korrekten physikalischen Bestrahlungsparameter und der Sicherheit von Patienten und Personal erfordert ein lückenloses Konzept. Der gesamte Ablauf der Vorbereitung und Durchführung der Bestrahlung muss im Zusammenhang betrachtet werden. Insbesondere sind die Schnittstellen zwischen den Geräten bzw. den Tätigkeiten kritisch. Das Konzept muss flexibel sein und den Bedürfnissen laufend angepasst werden können. Die gesetzlichen Vorschriften (Strahlenschutzverordnung, Beschleunigerverordnung) allein genügen für die heutigen Planungs- und Bestrahlungsabläufe bei weitem nicht mehr. Die einzelnen Kontrollen und Überprüfungen sollen für die Patientenbestrahlungen relevant sein, und aus den Ergebnissen müssen Konsequenzen gezogen und falls nötig auch umgesetzt werden. Wichtig ist die Kompatibilität der Kontrollen an den einzelnen Geräten und die Sicherstellung der korrekten Übertragung der Grössen von einem Gerät zum andern (z.B. zwischen Simulator und Bestrahlungsgerät).

Das Qualitätssicherungskonzept muss aus Massnahmen bestehen, aus denen eindeutige Aussagen über die Genauigkeit und die Sicherheit der Patientenbestrahlungen abgeleitet werden können. Da die Kontrollen im Rahmen der periodischen Konstanzprüfungen nur auf einzelne Geräteparameter bezogen sind, muss eine sinnvolle Vernetzung der Qualitätssicherungsmassnahmen gewährleistet werden. In Tabelle 1 sind die einzelnen Kontrollgebiete in einem Geräte-Kontrollpunkte-Raster dargestellt.

## **Bewertung der Qualitätssicherung**

Die Qualitätssicherung soll einerseits die geplante Durchführung von Behandlungen des Patienten auf einem hohen und konstanten Niveau bestätigen. Andererseits soll sie auch aufzeigen, was machbar ist und welche Toleranzen bzw. Grenzen akzeptiert werden müssen. Es ist das Ziel in der Radio-Onkologie, eine geplante Dosis innerhalb von 5 % am Tumor bzw. in strahlenempfindlichen Organen eines Patienten zu applizieren. Dies ist nicht einfach und erfordert einen hohen Aufwand.

Die Qualitätssicherungsmassnahmen zeigen, dass an den vorhandenen Bestrahlungsgeräten die Toleranzgrenzen von Geräteparametern in der Praxis oft erreicht werden, so z.B. bei der Homogenität des Strahlenfeldes oder bei der Übereinstimmung von Lichtfeld und Strahlenfeld. Deshalb ist es unrealistisch, solche Parameter individuell anpassen zu wollen, wenn ihre Schwankungen über diese Anpassungen hinausgehen. Oder anders ausgedrückt: Die vielzitierte IMRT (intensitätsmodulierte Radiotherapie) ist nur sinnvoll, wenn sichergestellt werden kann, dass die Schwankungsbreiten der Dosisverteilungen wesentlich kleiner sind als die individuellen Anpassungen. Es geht um Unterschiede in der Grössenordnung von 5 – 10 %. Ähnliches gilt bei der stereotaktischen Bestrahlung für die Genauigkeit der Strahlenfeldgrösse im Bereich von  $1.0 \pm 0.1$  cm. Wenn solche Bestrahlungstechniken durchgeführt werden, dann muss die Qualitätssicherung auf einem höheren Niveau erfolgen, wofür der personelle, zeitliche und appa-

tive Aufwand um ein Vielfaches grösser wäre, was heute nicht möglich ist. Bereits in den Jahren 1995 und 2000 haben wir Kurse für die IMRT in Heidelberg und Amsterdam besucht, wo diese Erfahrungen vermittelt wurden.

Geräte	Kontrolle von					
	einzelnen Geräteparametern	Zielvolumen	Absolut- und Relativedosis	geplanter relativer Dosis	geplanter Dosis vs. bestrahlter Dosis	Ablauf Planung - Bestrahlung
CT (Bestrahlungsplanung)	■	■	■	■	■	■
Simulator	■	■	■	■	■	■
Bestrahlungsplanungssystem	■	■	■	■	■	■
Beschleuniger	■	■	■	■	■	■
Dosimeter	■	■	■	■	■	■

*Tabelle 1: Darstellung der Kontrollgebiete in einem Raster von Geräten und überprüften Grössen.*

### Literatur

- [1] SGSMP-Bericht Nr. 4: Bericht über den Dosimetrie-Vergleich 1985. Bern (1985), ISBN 3-908125-04-9
- [2] SGSMP-Bericht Nr. 8: CT-Vergleich in der Radio-Onkologie. SAKK, Radiation Oncology Section, Physics Task Group (1989), ISBN 3-908125-08-1
- [3] SGSMP-Bericht Nr. 17: Vergleich 1994 Dosimetrie und Bestrahlungsplanung. Bern (1995), ISBN 3-908125-20-0
- [4] J. Roth, U. Brunner, H.W. Roser, H.W. Nemeč: Diode dosimetry system for regular first treatment verification. In: Medizinische Physik 95 (Hrsg.: J. Richter). DGMP, Würzburg (1995), 198 – 199
- [5] H.W. Roser, J. Roth, H.W. Nemeč, U. Brunner: Zur Eichung der Referenz-Therapiedosimeter des Kantonsspitals Basel. In: Medizinische Physik 97 (Hrsg.: R. Schmidt). DGMP, Hamburg (1997), 13 - 14
- [6] J. Roth, H.W. Roser, H.W. Nemeč, U. Brunner, R. Sander: Quality assurance of physical parameters in radiation oncology at the university hospital of Basel - a retrospect. Radiotherapy and Oncology 48 (1998) 83 – 88
- [7] J. Roth, H.W. Roser: Zur Kontrolle der individuellen Bestrahlungsplanung: Stimmt die Dosis im ICRU-Punkt? In: Medizinische Physik 99 (Hrsg.: H. Gfirtner). DGMP, Passau (1999), 113 - 114