

**Österreichische Gesellschaft für Medizinische Physik
Schweizerische Gesellschaft für Strahlenbiologie und Medizinische Physik**



**Gemeinsame Tagung
Medizinische Physik
5. – 6. Mai 2006
Landeskrankenhaus Feldkirch**

T A G U N G S B A N D

Organisation:

Elmar Hillbrand
Medizinische Physik
Landeskrankenhaus Feldkirch
Carinagasse 47
A 6800 Feldkirch

Wolf Seelentag
Radio-Onkologie
Kantonsspital St. Gallen
Rorschacher Strasse 95
CH 9007 St. Gallen

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|-----------|
| Inhaltsverzeichnis | 2 |
| Grußwort | 5 |
| Aussteller und Sponsoren | 6 |
| Lageplan | 7 |
| Tagungsprogramm | 10 |
| Abstracts | 17 |
| R. Nicoletti, B. Bisail, R. Aigner, H. Bammer Erste Erfahrungen mit der Atemtriggerung am PET/CT | 17 |
| M. Puhl, F. König, K. Poljanc, H. Bergmann, T. Leitha Einfluss der Armhaltung auf die Bildqualität von PET-Bildern | 18 |
| J. Holzmannhofer PET-Konstanzprüfung nach ÖNORM S 5272: Transversale Auflösung und Abbildungsmaßstab | 19 |
| G. Minear, M. Raith, P. Schaffarich, H. Bergmann ¹³³ Ba statt ⁶⁷ Ga zur Messung der Energieabhängigkeit der Ortung bei Gammakameras | 20 |
| M. Hillbrand, J. Bogner, K. Dieckmann, D. Georg Ein Vergleich von intensitätsmodulierter Protonentherapie mit etablierten Formen der Strahlentherapie für Tumoren im Kindesalter | 21 |
| L. Cozzi, A. Fogliata, G. Nicolini, E. Vanetti, A. Clivio A Plan Intercomparison Study for Advanced Algorithms for Photon Dose Calculation | 22 |
| L. Cozzi, A. Fogliata, G. Nicolini, T. Knoos, D. Albers, C. Brink, E. Vanetti, A. Clivio The Management of Heterogeneity Corrections in Advanced Algorithms for Photon Dose Calculation | 23 |
| G. Kunz, J. B. Davis Oberflächenbestrahlung mit β -strahlenden Punktquellen: ein Modell | 24 |
| D. Berger, J. Dimopoulos, P. Georg, D. Georg, R. Pötter, C. Kirisits Dokumentation der Vaginal-Dosis und deren Unsicherheiten während einer intra- cavitären Brachytherapie des Zervix-Karzinoms mittels Stift-Ring Applikator | 25 |
| P. Pemler, U. Schneider, J. Besserer Evaluation eines Online Setup-Protokolls zur täglichen Verifikation der Prostata- bestrahlung und Vergleich mit einem Offline Setup-Protokoll | 26 |
| S.G. Scheib, S. Schuster, R. A. Crescenti, S. Gianolini Bedeutung der Gelzusammensetzung in der MR-basierten normoxischen Polymergeldosimetrie | 27 |
| H. Schiefer, W. W. Seelentag, J. Roth Quality control of a linear accelerator using electronic portal imaging | 28 |

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|-----------|
| M. Fuß, E. Sturtewagen, D. Georg Etablierung der Dosimetrie mit EBT Filmen und einem Flachbettscanner | 29 |
| P. Winkler, K. Oechs Charakteristik und dosimetrische Eigenschaften des neuen radiochromen Filmtyps Gafchromic EBT | 30 |
| U. Wolff, D. Georg Elektronisches Patienten Daten Management (PDM) in der Strahlentherapie am AKH Wien | 31 |
| U.-D. Braumann, J.-P. Kuska, J. Eienkel, L.-C. Horn, M. Löffler, M. Höckel Tumour Invasion Pattern Analysis of Cervical Carcinoma in 3-D | 32 |
| W. Schmidt, C. Kollmann, D. Lehmann QS an einer endorektalen US-Sonde für Prostata-spickungen – „work in progress“ | 33 |
| C. Kuntner, T. Wanek Aspects of Performance Assessment for the microPET Focus 220 Scanner | 34 |
| H. Mandl Einhaltung der diagnostischen Referenzwerte (DRW) für Röntgenuntersuchungen: Vergleich der Vorgangsweise in der Schweiz und in Österreich | 35 |
| H. W. Roser Nuklearmedizinische Patientendosen und diagnostische Referenzwerte in der Schweiz | 36 |
| A. Stemberger, A. Staudenherz ⁵¹ Cr-EDTA-Techniken zur Abschätzung der glomerulären Filtrationsrate | 37 |
| F. Corminboeuf, T. Weitzel, T. Krause, M. Hofmann Aspects of quantification and dosimetry using PET/CT. | 38 |
| H. Kessler, E. Hillbrand, H. Fritzsche Quantifizierung radioaktiver Einträge ins Abwassersystem nach ¹⁸ F-Positronen- emissionstomographie (PET) | 39 |
| Poster | 41 |
| I. Fotina, J. Bogner, K. Poljanc, D. Georg Stereotactic Localization As Benchmark For The Positioning Accuracy In Virtual Simulation: A Phantom Study | 41 |
| J. Billinger, R. Nowotny, H. Bergmann, K. Poljanc, F. Kainberger, P. Homolka Effektive Dosis für Standardröntgenuntersuchungen für Patienten mit unterschiedlicher Größe und unterschiedlichem Gewicht | 42 |
| S. Esmaili, M. Khalilpour ESD, organ and effective doses of patients who undertake Head CT Scan by different CT Scanners | 43 |
| Industrieforum | 45 |
| H. Nowak Technologische Neuentwicklungen bei Bildwiedergabesystemen unter Beachtung der Qualitätsanforderungen filmloser diagnostischer Verfahren | 45 |

Inhaltsverzeichnis

| | |
|---|-----------|
| U. Lutz Nucletron Oncentra – Ein neuartiges System zur Optimalen Prozessunterstützung in der Strahlentherapie | 46 |
| G. Meedt New Planning Techniques with CMS | 47 |
| S. Kaufhold AlignRT: Lagerungskontrolle präzise und einfach | 48 |
| S. Kaufhold LIAC – Ein leichter Beschleuniger für die intraoperative Strahlentherapie | 49 |
| E. Hensler Neue Trends und Techniken bei IMRT und IGRT | 50 |
| A. Schefczik Siemens Oncology Care Systems – the solution for Adaptive Radiation Therapy (ART) | 51 |
| R. Stähelin DART - Dynamic Adaptive Radio Therapy™ | 52 |
| Autorenindex | 54 |

Grußwort

Es ist uns eine besondere Ehre, die erste gemeinsame Tagung der ÖGMP und der SGSMP organisieren zu dürfen. Wir freuen uns, dass Feldkirch an der Grenze beider Länder am Rhein als Tagungsort gewählt wurde.

Die angemeldeten Beiträge sind in der Mehrzahl den Hauptarbeitsgebieten der Medizinphysiker und Medizinphysikerinnen zuzuordnen. Einige Vorträge lassen aber auch das weite Spektrum der Medizinphysik erahnen. In Impulsreferaten werden zukünftige Entwicklungen in der Strahlentherapie aufgezeigt und ein Überblick über die Qualitätssicherung in der Nuklearmedizin gegeben.

Die Novelle der allgemeinen Strahlenschutzverordnung Österreichs ist seit Jahren in Vorbereitung und soll in Kürze erscheinen. Dies ist für uns ein Anlass, die Neuerungen und die daraus resultierenden Konsequenzen dieser Novelle in einem Workshop zu erörtern und zu diskutieren.

Eine gute Partnerschaft mit der Industrie ist für uns Medizinphysiker und Medizinphysikerinnen von großer Bedeutung. Die rege Beteiligung der Industrie bei dieser Tagung in der Ausstellung und durch Präsentationen ist sehr erfreulich. Für die tatkräftige Unterstützung der Tagung durch die Industrie sind wir außerordentlich dankbar.

Allen Mitarbeitern, die bei der Organisation und der Durchführung der Tagung geholfen haben, sei an dieser Stelle herzlich gedankt.

Wir hoffen, dass bei dieser Tagung viele fruchtbare Begegnungen möglich sind, wertvolle Informationen ausgetauscht werden können und dass Sie diese Tagung in Feldkirch in guter Erinnerung behalten.

Elmar Hillbrand, Wolf Seelentag

Aussteller und Sponsoren



| see more | do more |



GE Healthcare



PTW FREIBURG

SIEMENS

PHILIPS



VARIAN
medical systems



BSM Diagnostica



SCANDITRONIX

WELLHÖFER



GOTELE
Medizin- und Röntgentechnik

CONMEDICA
High End Radiotherapy

Tagungsprogramm

Donnerstag, 4.5.2006

Aula

Workshop: Allgemeine Strahlenschutzverordnung

14:00 – 17:30 Uhr

Dr. Viktor Karg, BM für Land- und Forstwirtschaft, Umwelt und Wasserwirtschaft, Wien
Überblick über die neue Strahlenschutzverordnung

Dr. Georg Stücklschweiger, Prüfstelle für Strahlenschutz, Graz
Die neue Verordnung aus der Sicht des Medizinphysikers und des Gutachters

Dr. Thomas Schöpf, Institut für medizinischen Strahlenschutz und Dosimetrie, Innsbruck
Die Sicht der akkreditierten Stelle

Diskussion

Tagungsprogramm

Freitag, 5.5.2006

Aula

Registrierung

08:00 – 10:00

Eröffnung

10:00 – 10:30

**Wiss. Vortragssitzung I
Nuklearmedizin**

Freitag, 5.5.2006

10:30 – 12:00

Vorsitz: F. Corminboeuf (Bern), R. Nicoletti (Graz)

10:30 – 11:00

Impulsreferat

Qualitätssicherung und Qualitätskontrolle in der Nuklearmedizin

H. Bergmann (Wien)

11:00 – 12:00

R.Nicoletti, B.Bisail, R.Aigner, H.Bammer (Graz)

Erste Erfahrungen mit der Atemtriggerung am PET/CT

M. Puhl, F. König, K. Poljanc, H. Bergmann, T. Leitha (Wien)

Einfluss der Armhaltung auf die Bildqualität von PET-Bildern

J. Holzmannhofer (Salzburg)

**PET-Konstanzprüfung nach ÖNORM S 5272: Transversale Auflösung
und Abbildungsmaßstab**

G. Minear, M. Raith, P. Schaffarich, H. Bergmann (St. Pölten, Wien)

**^{133}Ba statt ^{67}Ga zur Messung der Energieabhängigkeit der Ortung bei
Gammakameras**

Tagungsprogramm

Posterpräsentation

Freitag, 5.5.2006

12:00 -12:15

12:00 – 12:15

I. Fotina, J. Bogner, K. Poljanc, D. Georg (Wien)

Stereotactic Localization as Benchmark for the Positioning Accuracy in Virtual Simulation: A Phantom Study

J. Billinger, R. Nowotny, H. Bergmann, K. Poljanc, F. Kainberger, P. Homolka (Wien)

Effektive Dosis für Standardröntgenuntersuchungen für Patienten mit unterschiedlicher Größe und unterschiedlichem Gewicht

S. Esmaili, M. Khalilpour (Mashhad, Iran)

ESD, organ and effective doses of patients who undertake Head CT Scan by different CT Scanners

Industrieforum

Freitag, 5.5.2006

12:30 - 14:15

Vorsitz: P. Pemler (Zürich), W. Schmidt (Wien)

12:30 – 14:15

H. Nowak, BARCO n.v., Kortrijk

Technologische Neuentwicklungen bei Bildwiedergabesystemen unter Beachtung der Qualitätsanforderungen filmloser diagnostischer Verfahren

U. Lutz, Theranostic (Nucletron), Solingen

Nucletron Oncentra – Ein neuartiges System zur Optimalen Prozessunterstützung in der Strahlentherapie

G. Meedt, CMS GmbH, Freiburg

New Planning Techniques with CMS

S. Kaufhold, Conmedica GmbH, Heidelberg

**AlignRT: Lagerungskontrolle präzise und einfach
LIAC – Ein leichter Beschleuniger für die intraoperative Strahlentherapie**

E. Hensler, ELEKTA GmbH, Innsbruck

Neue Trends und Techniken bei IMRT und IGRT

A. Schefczik, Siemens AG Medical Solutions, Erlangen

Siemens Oncology Care Systems – the solution for Adaptive Radiation Therapy (ART)

R. Stähelin, Varian Medical Systems International AG, Zug

DART – Dynamic Adaptive Radio TherapyTM

Tagungsprogramm

Pause 14:15 – 14:45

Wiss. Vortragssitzung II Freitag, 5.5.2006 14:45 -17:00
Strahlentherapie

Vorsitz: S. G. Scheib (Zürich), G. Stücklschweiger (Graz)

14:45 – 15:30 **Impulsreferat**
Protonentherapie
T. Lomax (Villigen, Schweiz)

15:30 – 17:00 M. Hillbrand, J. Bogner, K. Dieckmann, D. Georg (Wien)
Ein Vergleich von intensitätsmodulierter Protonentherapie mit etablierten Formen der Strahlentherapie für Tumoren im Kindesalter

L. Cozzi, A. Fogliata, G. Nicolini, E. Vanetti, A. Clivio (Bellinzona)
A Plan Intercomparison Study for Advanced Algorithms for Photon Dose Calculation

L. Cozzi, A. Fogliata, G. Nicolini, T. Knoos, D. Albers, C. Brink, E. Vanetti, A. Clivio (Bellinzona)
The Management of Heterogeneity Corrections in Advanced Algorithms for Photon Dose Calculation

G. Kunz, J.B. Davis (Zürich)
Oberflächenbestrahlung mit β -strahlenden Punktquellen: ein Modell

D. Berger, J. Dimopoulos, P. Georg, D. Georg, R. Pötter, C. Kirisits (Wien)
Dokumentation der Vaginal-Dosis und deren Unsicherheiten während einer intracavitären Brachytherapie des Zervix-Karzinoms mittels Stift-Ring Applikator

P. Pemler, U. Schneider, J. Besserer (Zürich)
Evaluation eines Online Setup-Protokolls zur täglichen Verifikation der Prostatabestrahlung und Vergleich mit einem Offline Setup-Protokoll

Mitgliederversammlung ÖGMP Freitag, 5.5.2006 Aula, 17:30 -19:00

Festabend Freitag, 5.5.2006 20:00
Schattenburg Feldkirch

Tagungsprogramm

Samstag, 6.5.2006

Aula

**Wiss. Vortragssitzung III
Strahlentherapie**

Samstag, 6.5.2006

08:30 -10:30

Vorsitz: L. André (Bern), M. Vejda (Wr. Neustadt)

08:30 – 09:15

Impulsreferat

Die DICOM-RT-Erweiterungen: Möglichkeiten und Grenzen in der Vernetzung der Strahlentherapie

H. Deutschmann (Salzburg)

09:15 – 10:30

S.G. Scheib, S. Schuster, R. A. Crescenti, S. Gianolini (Zürich)

Bedeutung der Gelzusammensetzung in der MR-basierten normoxischen Polymergeldosimetrie

H. Schiefer, W. W. Seelentag, J. Roth (St. Gallen)

Quality control of a linear accelerator using electronic portal imaging

M. Fuß, E. Sturtewagen, D. Georg (Wien)

Etablierung der Dosimetrie mit EBT Filmen und einem Flachbettscanner

P. Winkler, K. Oechs (Graz)

Charakteristik und dosimetrische Eigenschaften des neuen radiochromen Filmtyps Gafchromic EBT

U. Wolff, D. Georg (Wien)

Elektronisches Patienten Daten Management (PDM) in der Strahlentherapie am AKH Wien

Pause

10:30 – 11:00

Tagungsprogramm

Wiss. Vortragssitzung IV Allgemeine Themen

Samstag, 6.5.2006

11:00 -12:00

Vorsitz: R. Freund (Wien), H. Roser (Basel)

11:00 – 12:00 U.-D. Braumann, J.-P. Kuska, J. Einenkel, L.-C. Horn, M. Löffler, M. Höckel
(Leipzig)

Tumour Invasion Pattern Analysis of Cervical Carcinoma in 3-D

W. Schmidt, C. Kollmann, D. Lehmann (Wien)

QS an einer endorektalen US-Sonde für Prostata-spickungen – „work in progress“

C. Kuntner, T. Wanek (Seibersdorf)

Aspects of Performance Assessment for the microPET Focus 220 Scanner

H. Mandl (Gmunden)

Einhaltung der diagnostischen Referenzwerte (DRW) für Röntgenuntersuchungen: Vergleich der Vorgangsweise in der Schweiz und in Österreich

Wiss. Vortragssitzung V Nuklearmedizin

Samstag, 6.5.2006

12:00 -13:00

Vorsitz: M. Oberladstätter (Innsbruck), J. Roth (Basel)

12:00 – 13:00 H. W. Roser (Basel)

Nuklearmedizinische Patientendosen und diagnostische Referenzwerte in der Schweiz

A. Stemberger, A. Staudenherz (Wien)

⁵¹Cr-EDTA-Techniken zur Abschätzung der glomerulären Filtrationsrate

F. Corminboeuf, T. Weitzel, T. Krause, M. Hofmann (Bern)

Aspects of quantification and dosimetry using PET/CT

H. Kessler, E. Hillbrand, H. Fritzsche (Feldkirch)

Quantifizierung radioaktiver Einträge ins Abwassersystem nach ¹⁸F-Positronenemissionstomographie (PET)

Erste Erfahrungen mit der Atemtriggerung am PET/CT

R. Nicoletti¹, B. Bisail¹, R. Aigner¹, H. Bammer²

¹Klinische Abteilung für Nuklearmedizin, Universitätsklinik für Radiologie, Graz

²General Electric Healthcare, Waukesha, WI, USA

mail: rudolf.nicoletti@meduni-graz.at

Einführung

Kombinierte PET/CT-Geräte erlauben eine einfache und verlässliche anatomische Zuordnung durch Bildfusion. Allerdings kann die quantitative Aussage durch die Atmungsbewegung, vor allem im Thorax-Bereich [1], verfälscht werden. Um diese Probleme zu minimieren, kann die Atmungsbewegung des Patienten zur Triggerung der PET-Aufnahme und teilweise auch der CT-Aufnahme [2] herangezogen werden. Ziel unserer Studie war es, den Einfluss der Atemtriggerung auf den Standard Uptake Value (SUV) sowie auf die zur Darstellung kommende Größe von Läsionen im Lungenbereich zu untersuchen.

Material und Methode

An 36 Patienten, die sich wegen unklarer Veränderungen in der Lunge einer Ganzkörperuntersuchung mit ¹⁸F-FDG unterziehen mussten, wurde zusätzlich eine Bettposition im Lungenbereich getriggert wiederholt. Die Patienten erhielten ca. 1 Stunde vor Beginn der Untersuchung 370 ... 400 MBq ¹⁸F-FDG verabreicht. Alle Untersuchungen wurden an einem PET DiscoveryTM ST von General Electric im 2D-Modus durchgeführt.

Zur Atemtriggerung wurde ein RPMTM Real-Time Position Management – Respiratory Gating System von Varian Medical Systems eingesetzt. Ein kleiner Kunststoffblock mit zwei reflektierenden Markierungen wird auf dem Brustkorb des Patienten platziert. Am Fußende der Patientenliege ist eine Videokamera mit einem Ring von Infrarot-Lichtquellen positioniert. Die Infrarot-Lichtstrahlen werden von den reflektierenden Markern auf dem Kunststoffblock reflektiert, die Kamera kann daraus die Bewegung des Blocks erkennen. Der Atemzykluszeit wurde in 6 Teilintervalle unterteilt, die gesamte Akquisitionszeit betrug 10 Minuten.

Zur Schwächungskorrektur wurde die entsprechende Bett-Position der für die Ganzkörperaufnahme angefertigten CT-Aufnahme (140 kV, 80 mA) herangezogen, so dass die Patienten keiner zusätzlichen Strahlenexposition ausgesetzt waren.

Ergebnis

Bei zwei Patienten war die Atembewegung für die Triggerung zu flach, bei den restlichen 34 Patienten betrug die mittlere Erhöhung des SUV-Wertes in der getriggerten Untersuchung gegenüber der ungetriggerten +9%, allerdings mit einer Standardabweichung von ±32 bzw. ±29 Prozentpunkten. Bei der berechneten Volumsgröße gab es mit -2 (±51) % eine leichte, aber statistisch nicht signifikante Verringerung.

Diskussion

Die Triggerung war technisch gut beherrschbar. Im Mittel ergab sich zwischen den getriggerten und ungetriggerten Aufnahmen nur ein sehr kleiner Unterschied in der Aktivitätskonzentration (SUV) oder Größe der Läsion. Allerdings umfasste das Patientenkollektiv Läsionen in allen Lungenbereichen. Zur Erreichung besserer statistischer Ergebnisse ist eine selektive Auswertung von basisnahen Läsionen in Arbeit. Weiters kann angenommen werden, dass eine Unterstützung des Patienten bei der Atmung sowie eine Anpassung der Zeitunterteilung der getriggerten Aufnahme Vorteile bringen. Darüberhinaus werden alternative Atemgating-Methoden untersucht.

Literatur

- [1] Larson SM, Nehmeh SA, Erdi YE, Humm JL: PET/CT in Non-Small-Cell Lung Cancer: Value of Respiratory-Gated PET. *Chang Gung Med J* (2005) 28: 306-314
- [2] Nehmeh SA, Erdi YE, Pan T, Yorke E, Mageras GS et al: Quantitation of respiratory motion during 4D-PET/CT acquisition. *Med Phys* (2004) 31: 1333-1338

Einfluss der Armhaltung auf die Bildqualität von PET-Bildern

M. Puhl¹, F. König², K. Poljanc¹, H. Bergmann³, T. Leitha²

¹ Atominstitut der Österreichischen Universitäten, TU-Wien

² Abteilung für nuklearmedizinische Diagnostik und Therapie, Donauespital, Wien

³ Zentrum für Biomedizinische Technik und Physik, Medizinische Universität, Wien

mail: franz.koenig@wienkav.at

Einführung

Es besteht ein Qualitätsunterschied zwischen PET- Bildern, bei denen der Patient die Arme über dem Kopf hält, und solchen, wo dieser die Arme neben dem Körper ablegt. Das Ziel dieser Arbeit ist es, diesen Unterschied quantitativ festzustellen. Zu diesem Zweck wurden am PET-Scanner im Donauespital in Wien Phantom- und Patientenstudien angefertigt.

Material und Methode

Die Phantommessungen beziehen sich auf die in der NEMA NU 2-2001 beschriebene Methode zur Ermittlung der Bildqualität [1]. Das verwendete IEC-Phantom simuliert den Rumpf eines Patienten und verfügt über mehrere mit Aktivität befüllbare Kugeln im Inneren, um Läsionen nachzubilden. Um den Einfluss der Armhaltung verifizieren zu können, wurde das Phantom durch zwei, mit Aktivität gefüllten Plastikflaschen, modifiziert. Die Auswertung wurde mit Hilfe eines in JAVA realisierten Software-Tools durchgeführt [2].

Für die Patientenstudien wurden Freiwillige mit den Armen sowohl über dem Kopf, wie auch neben dem Körper untersucht. Die Patienten wurden in eine adipöse und normalgewichtige Gruppe eingeteilt. Die klinische Beurteilung der Bilder erfolgte durch einen erfahrenen Nuklearmediziner.

Ergebnis

Das Ergebnis ist überraschend. Der Kontrast bei Phantom-Bildern mit Armen im Bildfeld steigt im Mittel um ca. 15%. Jedoch wirken sich die Arme als zusätzlicher Streukörper auch negativ aus, da die Totzeit und der Anteil zufälliger Koinzidenzen ansteigen. Die SUVs zeigen im Phantombild höhere Werte bei den betrachteten Inhomogenitäten (Kugeln). Ein hoher Rauschanteil überdeckt das qualitativ gute Bild. Dies führt zu einem deutlich schlechteren Bildeindruck und relativiert den gewonnenen Kontrast.

Diskussion

In der Patientenstudie kommt es zu keinen diagnostischen Fehlabbildungen. Jedoch erschwert das durch Rauschen inhomogenere Bild die Diagnose. Der maximale SUV der Läsion sinkt in der Patientenstudie mit Armen im Bildfeld und verfälscht dadurch die Stoffwechselaktivität. Vom Arzt werden daher im Regelfall die Bilder mit Armen über dem Kopf bevorzugt.

Literatur

- [1] NEMA NU-2: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs, National Electrical Manufacturers Association, 2001
- [2] Bergmann, H., Dobrozemsky, G., Minear, G., Nicoletti, R., Samal, M.: An inter-laboratory comparison study of image quality of PET scanners using the NEMA NU 2-2001 procedure for assessment of image quality. *Physics In Medicine and Biology* 50: S. 2193-2207, 2005

PET-Konstanzprüfung nach ÖNORM S 5272: Transversale Auflösung und Abbildungsmaßstab

J. Holzmannhofer

Universitätsklinik für Nuklearmedizin und Endokrinologie, Salzburger Landeskliniken, St. Johannis-Spital
mail: j.holzmannhofer@salk.at

Einführung

Für PET-Systeme ist entsprechend MedStrSchV eine Abnahme- und Konstanzprüfung erforderlich. Während für die PET-**Konstanzprüfung** seit 2002 eine entsprechende ÖNORM [1] vorliegt, gibt es für die PET-**Abnahmeprüfung** – im Gegensatz zu anderen nuklearmedizinischen Messsystemen – noch keine Empfehlung der ÖGN/ÖGMP-Arbeitsgruppe „QC in vivo“.

Konstanzprüfung:

Manche Prüfungen der ÖNORM S 5272 werden von den PET-Herstellern ausgezeichnet unterstützt: „Kalibrierungsfaktor und Kreuzkalibrierung“ und „Relative Messstrahlempfindlichkeit und Gültigkeit der Normalisierung“. Bei anderen Prüfungen ist, u.a. auch wegen der relativ allgemeinen Messvorschrift in ÖNORM S 5272, ganz klar der Anwender gefragt, die Messvorschriften für die zur Verfügung stehende Ausrüstung und das PET-System konkret anzupassen. Dies trifft z. B. auf die Prüfungen „Transversale Auflösung“ und „Abbildungsmaßstab“ zu.

Am neu installierten PET/CT-Kombinationsgerät in Salzburg wurden gemeinsam mit dem PET/CT-System entsprechende Prüfphantome angeschafft, welche sich für die beiden letztgenannten Prüfungen hervorragend eignen.

Material und Methode

Beim PET/CT-System handelt es sich um einen Siemens biograph 6: LSO-PET-Scanner und Somatom Emotion 6 Mehrschichtspiral-CT.

Als Radionuklid kam F-18 zum Einsatz. Bei den Phantomen handelt es sich um PTW-Phantome [3]: Hirnphantom „H“, Deckel mit Quellenhalter „M“, Punktquellenhalter „P“ bestehend aus drei Punktquellen und Linienquellen „L“ bestehend aus drei Linienquellen.

Das Auswerteprogramm wird mittels MatLab Version 7.1 (R14SP3) [4] mit einem GUI (Graphical User Interface) unter Windows 2000 entwickelt. Die Auswertung erfolgt nach ÖNORM S 5272 [1] und ÖVE/ÖNORM EN 61675-1 [2].

Ergebnis

Die rekonstruierten PET-Datensätze werden in das Programm eingelesen und praktisch vollautomatisch (ohne Erfordernis der Definition von ROIs, etc.) ausgewertet. Der Vergleich von Ergebnissen der Konstanzprüfung mit den Bezugswerten der Abnahmeprüfung lässt sich somit einfach durchführen.

Diskussion

Die in der ÖNORM S 5272 vorgeschlagenen Prüfungen „Transversale Auflösung“ und „Abbildungsmaßstab“ sind – geeignete Phantome vorausgesetzt – relativ einfach durchzuführen. Die verwendeten Phantome erlauben eine einfache und reproduzierbare Positionierung der Quellen und sind auch hinsichtlich Strahlenschutz optimal: das Prüfphantom kann „kalt“ positioniert werden; die jeweiligen Prüfquellen werden erst unmittelbar vor der Messung in das Phantom eingeschoben. Die auf Basis von MatLab entwickelte Software ermöglicht eine automatische Auswertung der Aufnahmen; dennoch wäre eine Integration der PET-Konstanzprüfung in das PET/CT-System (vergleichbar zur CT-Konstanzprüfung) der gegenwärtigen (externen) Prüfung vorzuziehen.

Literatur

- [1] ÖNORM S 5272, Ausgabe 2002-11-01; Konstanzprüfung nuklearmedizinischer Messsysteme – Positronen-Emissions-Tomographie (PET)
- [2] ÖVE/ÖNORM EN 61675-1, Ausgabe 2000-12-01; Bildgebende Systeme in der Nuklearmedizin, Merkmale und Prüfbedingungen, Teil 1: Positronen-Emissions-Tomographen (IEC 61675-1:1998)
- [3] PTW Freiburg; PET Emission Phantom acc. CEC Project (L981602); www.ptw.de
- [4] The MathWorks, Inc.; www.mathworks.de

^{133}Ba statt ^{67}Ga zur Messung der Energieabhängigkeit der Ortung bei Gammakameras

G. Minear¹, M. Raith², P. Schaffarich³, H. Bergmann³

¹Isotopenlabor, Aö. Krankenhaus St. Pölten, ²Univ.-Klinik für Nuklearmedizin, Medizinische Universität Wien, ³Zentrum für Biomedizinische Technik und Physik, Medizinische Universität Wien

Einleitung

Die intrinsische Energieabhängigkeit der Ortung wird sowohl nach NEMA NU1-2001 [1] als auch nach IEC 60789 [2] mit ^{67}Ga gemessen. Dies führt in der Praxis zu logistischen Problemen und stellt auch eine latente Gefahr für den Detektor dar, da zur Messung ein relativ schwerer Bleibehälter auf mehreren Positionen direkt auf den Detektor aufgesetzt werden muß. Als Alternative bietet sich eine ^{133}Ba Punktquelle an, die ohne Bleibehälter verwendet werden kann. In dieser Arbeit wurde untersucht, ob eine ^{133}Ba Punktquelle ein geeigneter Ersatz für ^{67}Ga ist.

Material und Methode

An 5 Gammakameras mit Kristalldicken zwischen 9 und 25,4 mm wurde die inhärente energieabhängige Ortung für 5 verschiedene Positionen mit ^{67}Ga und ^{133}Ba gemessen. Für beide Nuklide wurden das niederenergetische und das hochenergetische Fenster verwendet, auf das mittlere Energiefenster von ^{67}Ga wurde verzichtet. Die Abweichungen in der Ortung wurden getrennt für ^{67}Ga und ^{133}Ba berechnet, wobei eine automatisierte Auswertung, basierend auf einem MATLAB Programm, verwendet wurde. Für jeden Messpunkt und jedes Nuklid wurde der Betrag der Abweichung vom niederenergetischen zum hochenergetischen Zentroid bestimmt. Weiters wurde für jeden Kamerakopf die maximale Abweichung der energieabhängigen Ortung, getrennt für jedes Nuklid, bestimmt.

Ergebnis

Bei größeren Abweichungen ($> 0,25$ mm) gab es einen klaren Zusammenhang zwischen den mit den beiden Nukliden gemessenen energieabhängigen Positionen ($r=0.65$, $p<0.01$). Für Messpunkte mit kleineren Abweichungen war aufgrund der Meßfehler kein statistisch signifikanter Zusammenhang zu sehen. Die nach dem NEMA Algorithmus für beide Radionuklide berechneten Maßzahlen der inhärenten Energieabhängigkeit ergaben eine noch bessere Korrelation von 0.80, wobei die für ^{133}Ba ermittelten Maßzahlen systematisch um etwa 30% höher lagen.

Diskussion

Erwartungsgemäß ergaben sich für die inhärente Energieabhängigkeit der Ortung mit den beiden Radionukliden nur geringe Unterschiede. Dies ist auf die sehr ähnlichen Energien der Nuklide sowohl im niederenergetischen Bereich (^{133}Ba : 80 keV, ^{67}Ga : 93 keV) als auch bei den hohen Energien (^{133}Ba : 356 keV, ^{67}Ga : 296 keV) zurückzuführen. Die Analyse der einzelnen Messpunkte zeigte eine quantitativ gut übereinstimmende Energieabhängigkeit der Ortung, die als Spezifikation angegebene maximale Abweichung stimmte für die beiden Radionuklide ebenfalls innerhalb enger Grenzen überein. Damit kann festgestellt werden, dass eine ^{133}Ba Punktquelle als vollwertiger Ersatz für ^{67}Ga für diesen Test verwendet werden kann.

Literatur

- [1] NEMA NU 1: Performance measurements of scintillation cameras. 2001. Rosslyn, VA, National Electrical Manufacturers Association.
- [2] IEC 60789: Medical electrical equipment - Characteristics and test conditions of radionuclide imaging devices - Anger type gamma cameras. 2006. Geneva, International Electrotechnical Commission.

Ein Vergleich von intensitätsmodulierter Protonentherapie mit etablierten Formen der Strahlentherapie für Tumoren im Kindesalter

M. Hillbrand, J. Bogner, K. Dieckmann, D. Georg

Universitätsklinik f. Strahlentherapie und Strahlenbiologie, Medizinische Universität Wien

mail: martin.hillbrand@meduniwien.ac.at

Einführung

Moderne Bestrahlungsmethoden wie z.B. die 3D Konformaltherapie oder die intensitätsmodulierte Strahlentherapie bieten die Möglichkeit, die Dosis in Risikoorganen (OARs) niedrig zu halten. Andererseits nimmt der Niedrigdosisbereich an Umfang zu. Diese Tatsache führt besonders bei der Therapie von Patienten im Kindesalter zu Komplikationen, da das normale Wachstum der betroffenen Gewebe durch die Bestrahlung gestoppt oder zumindest gehemmt wird. Das Auftreten von bestrahlungsinduzierten Zweittumoren und das asymmetrische Wachstum zählen beispielsweise zu den Langzeitnebenwirkungen einer Strahlentherapie im Kindesalter. In der vorliegenden Studie werden deshalb die Auswirkungen von intensitätsmodulierten Protonenstrahlen auf die erreichbaren Dosisverteilungen und insbesondere auf das Volumen des Niedrigdosisbereichs untersucht.

Material und Methode

Im Zuge der präsentierten Arbeit wurde eine vergleichende Bestrahlungsplanungsstudie für Patienten im Kindesalter durchgeführt (paraspinale Neuroblastome im Abdomen und Lymphome im Thorax). Die untersuchten Therapiemodalitäten waren dabei eine 2 Feldertechnik (2F), eine 3D-Konformaltherapie (3DCRT), eine intensitätsmodulierte Photonentherapie (IMXT), eine Protonentherapie unter Verwendung von passiven Streukörpern (PT) und eine intensitätsmodulierte Protonentherapie (IMPT). Die Dosisverteilungen wurden einerseits anhand von physikalisch-dosimetrischen Indizes (Konformität, Homogenität, Maximal- und Minimaldosis sowie mittlere Dosis und Integraldosis) und einem strahlenbiologischen Parameter, der Sekundärtumorinzidenz, verglichen. Zusätzlich wurden die Dosis-Volums-Histogramme (DVHs) für repräsentative Dosislevel direkt verglichen und der Vorteil der einzelnen Methoden bewertet.

Ergebnis

Im Abdomen unterscheiden sich die untersuchten Therapiemodalitäten bezüglich der Konformität nur wenig. Der Paddick Konformitäts-Index liegt (mit Ausnahme der 2F Technik) zwischen 0,71 und 0,82. Dabei konnte (unabhängig von der Art der Strahlung) mit IM Techniken eine bessere Konformität als mit 3D Techniken erreicht werden. Im Thorax konnte nur mit Protonen ein Paddick Index $>0,80$ erreicht werden. Der Homogenitätsindex lag sowohl für die Thorax Gruppe als auch für die Abdomen Gruppe mit nur zwei Ausnahmen über 0,90. Im Fall der Nieren wurden im Niedrigdosisbereich (25%-Isodose) und beim Einsatz von Photonenstrahlen im Mittel mehr als 90% des Organvolumens bestrahlt. Für die PT lag dieser Wert bei 71% und für die IMPT bei 35%. Die von der 25%-Isodose abgedeckten Anteile des Lebervolumens betragen über die Patientengruppe gemittelt: 2F – 43%, 3DCRT – 61%, IMXT – 54%, PT – 31% und IMPT – 24%. Im Thorax ergaben sich für beide Lungen gemittelt: 2F – 44%, 3DCRT – 56%, IMXT – 60%, PT – 34%, IMPT – 29%.

Diskussion

Mit IMPT konnte im Vergleich zu allen anderen Modalitäten nicht nur der höchste Grad an Konformität erreicht werden, sondern es konnte auch die Belastung aller Risikoorgane wesentlich reduziert werden. In den untersuchten Fällen war der dosissparende Effekt für die OARs im Abdomen größer als für die OARs im Thorax. Ein Grund dafür könnte sein, dass für die IMPT Pläne im Thorax 3 Einstrahlrichtungen verwendet werden mussten (im Gegensatz zu 2 Strahlrichtungen im Abdomen), um die gewünschte Dosiskonformität erreichen zu können. Die Volumina, mit denen einzelne OAR im Niedrigdosisbereich abgedeckt werden, konnten durch IMPT im Vergleich zu PT um bis zu einen Faktor 3 reduziert werden. Im Vergleich zu IMXT konnte die Organbelastung auf dem Level der 25% Isodose zum Teil bis auf ein Fünftel reduziert werden. Der tatsächliche Nutzen, der durch den Einsatz von intensitätsmodulierten Protonenstrahlen erzielt werden kann, ist aber von der Indikation abhängig.

A Plan Intercomparison Study for Advanced Algorithms for Photon Dose Calculation

L. Cozzi¹, A. Fogliata¹, G. Nicolini¹, E. Vanetti^{1,2}, A. Clivio^{1,2}

1 Oncology Institute of Southern Switzerland, Medical Physics, Bellinzona

2 Università degli studi di Milano, Scuola di specializzazione in fisica medica.

mail: lucozzi@iosl.ch

Introduction

To appraise the potential clinical impact of three different algorithms for photon dose calculations, a comparative planning study is presented.

The Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) implemented in the Varian Eclipse planning system, is a convolution/superposition model that accounts for tissue heterogeneity anisotropically in the neighbourhood of an interaction site by using photon scatter kernels in multiple lateral directions. The Collapsed Cone (CC) implemented in the Nucletron Helax-TMS and in the Nucletron Masterplan planning systems is a convolution/superposition algorithm with a relatively long life. The Pencil Beam (PBC) is the conventional algorithm which includes density corrections only along the central beam axis, ignoring surrounding media at each layer

Material and Method

Dose plans were designed for breast, head and neck, lung and prostate cases using 6 and 15 MV photon beams. Dose plans were designed for conventional, 3D-conformal and IMRT techniques to appraise the relative figures of merit of different algorithms also as a function of treatment complexity. For all cases, the same CT dataset, volumes of interest and plan strategies were imposed for all algorithms. Plans were evaluated in terms of dose volume histogram analysis on physical dose.

Particular attention was put in the analysis of dose distributions in the lung regions and in the surroundings of tissue interfaces. By means of plan subtraction methods, it was possible to identify patterns of differences (otherwise difficult to appraise by simple DVH analysis) in view of biological modelling of complication patterns (NTCP) and for deeper understanding of algorithm impact on clinical practice.

Result

Results appear consistent between AAA and CC confirming the significant improvement offered by both algorithms if compared to pencil beam. Patterns of changes in dose distributions revealed the predominant role of dose calculation algorithms when lung tissue is involved in radiation treatments. To further appraise the relevance of the results, a short summary of a multicentric study carried out on lung and breast treatments will be summarised. In this parallel study, Monte Carlo simulations are fully consistent with AAA and CC calculations for breast while some discrepancies are still present for lung treatments.

Discussion

Findings confirm the significant improvement of the advanced algorithms which include 3D management of heterogeneities. A particular attention shall be devoted to complimentary arguments as calculation time and integration of algorithms in global patient management. Clinical routine usage requires fast calculation times and some hints on the subject will be included in the discussion.

The Management of Heterogeneity Corrections in Advanced Algorithms for Photon Dose Calculation

L. Cozzi¹, A. Fogliata¹, G. Nicolini¹, T. Knoos³, D. Albers⁴, C. Brink⁵, E. Vanetti^{1,2}, A. Clivio^{1,2}

¹ Oncology Institute of Southern Switzerland, Medical Physics, Bellinzona

² Università degli studi di Milano, Scuola di specializzazione in fisica medica.

³ Lund University, Medical Physics Lund, Sweden

⁴ Klinik und Poliklinik fuer Strahlentherapie Hamburg-Eppendorf, Germany

⁵ Laboratory of Radiation Physics, Odense University Hospital, Denmark

mail: lucozzi@ios.ch

Introduction

An experimental research programme was developed to validate relative performances of different algorithms for photon dose calculation when applied to objects containing tissue heterogeneities. In this presentation will be outlined a summary of the studies carried out on a phantom model reproducing lung irradiation.

Material and Method

The Varian Anysotropic Analytical and the Nucletron Collapsed Cone, the Pinnacle Collapsed Cone, the CMS-XiO Multigrad superposition algorithms for photon dose calculation were benchmarked against Monte Carlo calculations, Pencil beam calculations and measurements performed with ion chamber arrays (the PTW-LA48) and diamond detectors (the PTW-Riga diamond). To better characterise algorithm performances, both broad and narrow beams of 6 and 15 MV were simulated/measured in a regular phantom of solid water containing insertssifferent densities to simulate air cavities or bony structures. Depth dose curves and lateral profiles at different depths were analysed in terms of relative and absolute doses.

Experimental measurements in air were corrected for the ratio of stopping powers between air and water.

Result

Detailed analysis of results, including gamma index results will be presented showing points of force and weaknesses of each model. Substantial agreement of all algorithms in water is proven while, in air and in water after crossing lung-equivalent layers, discrepancies between different algorithms were observed.

Residual discrepancies (depending on depth, energy and distance from heterogeneity) are discussed and possible interpretations in terms of physical approximations of the different solutions. Discrepancies between MC simulations and measurements are analysed and the need of further validation of gold standards will also be discussed.

All advanced algorithms presented in any case huge and significative improvements in dose calculation when tissue heterogeneities shall be accounted.

Discussion

All the algorithms analysed have positive and negative aspects. The clinical implementation of these new calculation systems is anyway to be recommended and integration or calculation speed issues should be included in the global evaluation of algorithms, in parallel to the quantitative evaluation of the physical models.

Oberflächenbestrahlung mit β -strahlenden Punktquellen: ein Modell

G. Kunz, J. B. Davis

Klinik für Radio-Onkologie, Universitätsspital Zürich

mail: guntram.kunz@usz.ch

Einführung

Die Therapie von aneinander liegenden oder irregulär umrissenen Oberflächen mit weicher Röntgenstrahlung kann aufgrund eines Tubus und des Abstandes vom Fokus zur Oberfläche ein Problem darstellen. Aus diesem Nachteil heraus wird in dieser Arbeit ein Modell vorgeschlagen, bei der die Dosis mit mehreren β -strahlenden Punktquellen auf die Oberfläche appliziert wird.

Material und Methode

In dem Modell für die Berechnung der Dosisverteilungen wird für alle Punktquellen die gleiche radiale, exponentiell abfallende Tiefendosis in Wasser angenommen. Jede Punktquelle ist in eine Kugel aus wasseräquivalentem Material (Plastik) zentrisch eingebettet. Alle Plastikugeln besitzen den gleichen Radius. Die Kugeln sind in Ebenen (hexagonal dicht gepackt) angeordnet. Der Raum zwischen den Kugeln ist mit wasseräquivalentem Material aufgefüllt, so dass eine wasseräquivalente Schicht entsteht, in der die Kugeln eingebettet sind. Die Modellrechnung wird mit Strontium-Yttrium-90-Punktquellen durchgeführt, wobei der Durchmesser jeder Kugel 3 mm beträgt.

Ergebnis

Als Beispiel zeigt Abb. 1 eine Dosisverteilung von 169 hexagonal in einer Ebene angeordneten Kugeln in 1 mm Wassertiefe (Felddurchmesser ca. 4 cm; normiert auf Oberflächendosis der Kugelebene). Die Dosis innerhalb des Feldes ist homogen und fällt am Rand ab. In Abb. 2 sind die Tiefendosiskurven von einer Kugel, die zentrale Tiefendosis des Feldes von Abb. 1 und im Vergleich dazu die von einer 9 kV Röntgenstrahlung (SSD = 10 cm) dargestellt. Die Dosisverteilung der Punktquellen in Abb. 2 ist normiert auf die Dosis in der Oberfläche beim Vorhandensein von nur einer Kugel. Der Tiefendosisverlauf von 169 Quellen ist steiler als der von nur einer Quelle und in der Zentralachse etwa 2,8 mal höher. Die Bestrahlungszeit hängt bei gleicher Dosis von der Anzahl der Punktquellen ab.

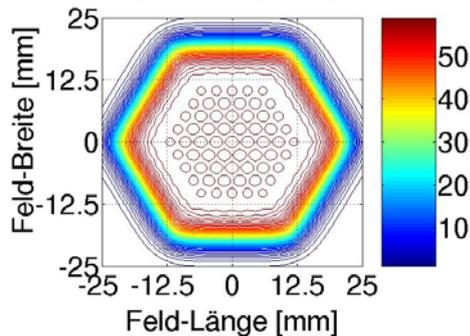


Abb. 1: Isodosen [%] in 1 % Schritten in 1 mm Wassertiefe

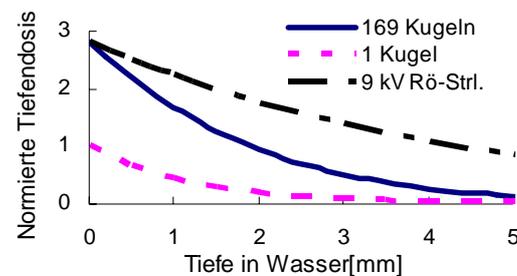


Abb. 2: Tiefendosiskurve des Feldes

Diskussion

Aufgrund der elektronischen Wechselwirkung mit Gewebe besitzen β -strahlende Punktquellen einen steileren Dosisabfall als Röntgenstrahlung. Dieser Effekt kann dadurch noch verstärkt werden, indem die Kugeln sehr nahe an die Oberfläche gebracht werden, so dass die Abhängigkeit der Dosis vom Abstand besonders ausgenutzt wird. Die Radionuklide sind aufgrund ihrer geringen Größe auch an schwer zugänglichen Oberflächen einsetzbar.

Literatur

- [1] Cross, W. G.: Empirical Expression For Beta Ray Point Source Dose Distributions. Radiation Protection Dosimetry, 69 (2) 1997, pp. 85-96
- [2] Sirtex Medical Limited: Informationen zu SIR-Spheres® für Ärzte und Institute, Australien 2002

Dokumentation der Vaginal-Dosis und deren Unsicherheiten während einer intracavitären Brachytherapie des Zervix-Karzinoms mittels Stift-Ring Applikator

D. Berger, J. Dimopoulos, P. Georg, D. Georg, R. Pötter, C. Kirisits
Univ. Klinik für Strahlentherapie und Strahlenbiologie, Medizinische Universität Wien
mail: daniel.berger@akhwien.at

Einleitung

Die Dosisbelastung an der Vaginalwand bei intracavitärer HDR Brachytherapie des Zervix-Karzinoms ist in der Literatur wenig dokumentiert. Diese Studie soll die Vaginal-Dosis während einer Brachytherapie mit einem Stift-Ring Applikator und MRT gestützter Bestrahlungsplanung bestimmen und Korrelationen zwischen Punkt-Dosis-Werten und Dosis-Volumen Histogramm (DVH) Parametern analysieren. Im Speziellen sollen die Unsicherheiten in der Dokumentation dieser Vaginal-Dosiswerte im Nahbereich von Quellpositionen verdeutlicht und analysiert werden.

Material und Methode

Vierzig Patienten mit Zervix-Karzinom wurden retrospektiv ausgewertet. Alle Patienten erhielten insgesamt 177 Fraktionen mit einem Stift-Ring Applikator und wurden individuell MR gestützt (Magnetom OpenViva 0.2T, Siemens, Erlangen, Germany) geplant (Nucletron PLATO BPS Version: v.13.7 bzw. v.14.2). Um die Dosis auf die Vagina zu bestimmen, wurde die Wand des Organs auf axialen MR-Schichten konturiert. Für die DVH Analyse wurden die am stärksten belasteten 0.1 cm^3 , 1 cm^3 und 2 cm^3 an Volumen herangezogen.

Dosispunkte wurden auf der Ringoberfläche und in 5 mm Gewebstiefe definiert, um die Vaginaldosis Applikator-bezogen zu dokumentieren. Zusätzlich zu den durch das Planungssystem ermittelten (berechneten) Dosiswerten wurden in einem experimentellen Phantomaufbau Dosisverifikationen an der Ringoberfläche mittels GafChromic (HD810 Nuclear Associates) Film dosimetrie durchgeführt.

Ergebnis

Die mittlere Vaginal-Dosis für alle 40 Patienten beträgt an der Oberfläche 31.8 ± 8.6 (1σ) Gy und in 5 mm Gewebstiefe 12.8 ± 3.1 Gy. Die Mittelwerte der am höchsten betroffenen Volumina von 0.1 cm^3 , 1 cm^3 und 2 cm^3 sind 31.1 ± 16.2 Gy, 14.6 ± 5.4 Gy und 10.2 ± 2.8 Gy. Es zeigt sich keine signifikante Korrelation zwischen den Dosiswerten der definierten Punkte und denen der DVH Parameter. Die Abweichung zwischen den berechneten Dosiswerten und den experimentell ermittelten Film dosimeterwerten betragen für einzelne Punkte an der Ringoberfläche bis zu maximal 20%.

Zusammenfassung

Die Vaginaldosis kann auf zwei Arten dokumentiert werden, entweder durch definierte Dosis-Punkte oder im Falle von MR-Bildgebung durch DVH Parameter. Die experimentell gefunden Dosiswerte zeigen die hohe geometrische Sensitivität von Punktdosiswerten an der Applikatoroberfläche, die sich durch den steilen Dosisgradient im Nahbereich der intracavitären Brachytherapie ergibt. Um eine Relevanz der verwendeten Dosispunkte bzw. der DVH Parameter bezüglich Nebenwirkungen zur Vaginal-Schleimhaut zu erhalten, ist im nächsten Schritt die Korrelation mit klinischen Ergebnissen geplant.

Evaluation eines Online Setup-Protokolls zur täglichen Verifikation der Prostatabestrahlung und Vergleich mit einem Offline Setup-Protokoll

P. Pemler, U. Schneider, J. Besserer

Klinik für Radioonkologie und Nuklearmedizin, Stadtspital Triemli, Zürich

mail: pemler@triemli.unizh.ch

Einführung

Mit zunehmender Präzision der Bestrahlungsmethode wird die tägliche Lokalisation des zu bestrahlenden Targets unabdingbar. Seit Januar 2004 werden in unserer Klinik Patienten mit einem Prostata-Karzinom mit intensitätsmodulierter Radiotherapie (IMRT) behandelt. Um der Präzision dieser Methode Rechnung zu tragen, wird die Positionierung der Patienten vor jeder Fraktion mit 2 orthogonalen elektronischen Portalbildern überprüft und gegebenenfalls korrigiert. Ziel der Arbeit ist es, die mit dem verwendeten Online Setup Protokoll erreichbare Genauigkeit der Lagerung zu ermitteln und den damit verbundenen Aufwand und dessen Nutzen mit einem Standard Offline Setup Protokoll (NAL, [1]) zu vergleichen.

Material und Methode

Für über 50 Patienten (ca. 2000 Fraktionen) wurde deren Lagerung täglich vor jeder Fraktion mit zwei Portalbildern von 0° und 270° verifiziert. Das Portalbild wird von der MTRA online am Gerät mit dem zugehörigen Simulationsbild anhand vom Radioonkologen eingezeichneten Knochenstrukturen des Beckens überlagert. Bei Abweichungen von 5 mm oder mehr wird eine entsprechende Korrektur der Position mittels einer Verschiebung des Patiententisches ausgeführt und das Bild wiederholt. Mit dem Setup-Feld von 270° wird entsprechend verfahren. Die online durchgeführte, geometrische Überlagerung der Bilder wird nicht in der Datenbank gespeichert. Aller Bilder (vor und nach Korrektur) werden offline von Radioonkologen erneut ge23matched. Auf den Datensatz wurden retrospektive sowohl verschiedene Aktionsschwellen (1 mm .. 15 mm) als auch eine Offline Protokoll (NAL mit N=1 .. 5 Portalbildern) angewendet und mit dem verwendeten Protokoll verglichen. Ein Zusammenhang mit dem Body-Mass-Index des Patienten wurde ebenfalls untersucht.

Ergebnis

Bei den 8000 ausgewerteten möglichen Verschiebungsrichtungen (2000 Fraktionen mit jeweils 2 Bilder und 2 Richtungen pro Bild) wurden 500 Tischverschiebungen durchgeführt. Dies entspricht in etwa 10 Tischverschiebungen und 8 Bildwiederholungen pro Patient. Die Auswertung der Datensätze ergab folgende geometrische Abweichungen (Σ = systematischer und σ = zufälliger Fehler):

| | LAT (LR) (mm) | | LONG (SI) (mm) | | VRT (AP) (mm) | |
|---------------------------|---------------|----------|----------------|----------|---------------|----------|
| | Σ | σ | Σ | σ | Σ | σ |
| unkorrigiert | 1.4 | 2.2 | 1.3 | 1.3 | 1.7 | 2.2 |
| korrigiert (≥ 5 mm) | 0.7 | 2.1 | 1.1 | 1.9 | 1.2 | 2.0 |
| NAL (3 Bilder) | 1.1 | 2.3 | 0.7 | 1.4 | 1.2 | 2.3 |

Ein Zusammenhang mit dem Body-Mass-Index konnte nicht festgestellt werden.

Diskussion

Mit dem vorhandenen Online-Protokoll mit akzeptablem Mehraufwand lassen sich ähnliche Resultate erzielen wie mit einem Offline Protokoll (NAL). Das Protokoll ist in der Lage, den systematischen Fehler signifikant zu reduzieren. Jedoch offenbart unser Protokoll einige Schwächen. So werden keine Korrekturen bei Abweichungen kleiner als 5 mm durchgeführt und somit keine systematischen Fehler im Bereich < 5 mm erfasst und korrigiert. Auch der zufällige Fehler kann im Vergleich zu einer Bestrahlung ohne tägliche Kontrolle nicht reduziert werden. Aufgrund der Resultate wurde die Aktionsschwelle auf 3 mm herabgesetzt.

Literatur

- [1] De Boer et al., "A protocol for the reduction of systematic patient setup-error with minimal portal imaging workload", Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 50(5), 1350-1365, 2001

Bedeutung der Gelzusammensetzung in der MR-basierten normoxischen Polymergeldosimetrie

S.G. Scheib¹, S. Schuster², R. A. Crescenti³, S. Gianolini¹

¹ Abteilung für Medizinische Strahlenphysik, Klinik Im Park, Zürich

² Eidgenössische Technische Hochschule, Zürich

³ Physics Department, The Institute of Cancer Research, Sutton

mail: stefan.scheib@hirslanden.ch

Einführung

Dosimetriegele sind aufgrund ihrer Eigenschaften für die 3-dimensionale Dosimetrie in unterschiedlichen Bereichen der Strahlentherapie von grossem Interesse. In der Literatur sind verschiedene Gelzusammensetzungen für die Herstellung von Polymergelen publiziert [1, 2, 3]. Von besonderem Interesse sind Gele, die sich unter Normalatmosphäre (normoxische Gele) einfach in einem klinischen Umfeld herstellen lassen. In dieser Arbeit wurden verschiedene Gelzusammensetzungen im Hinblick auf Ihren Einsatz in der Strahlentherapie und Radiochirurgie untersucht.

Material und Methode

Es wurden normoxische Gele mit verschiedenen Monomeren (Methacrylsäure, Acrylamid und Bis-Acrylamid) und Sauerstoffängern (Ascorbinsäure und Kupfersulfat, Tetrakis) in unterschiedlicher Konzentration hergestellt. Die Dosiskalibration wurde in zwei Dosisbereiche unterteilt: Niedrigdosisbereich bis zu 3 Gy (fraktionierte Strahlentherapie), Hochdosisbereich bis zu 30 Gy (Radiochirurgie). Mit einem klinischen MR-Tomografen wurde die dosisabhängige transversale Relaxationsrate (R2) bestimmt und die Steigung und der Achsenabschnitt der linearen Dosis-R2-Beziehung einschliesslich Fehler ermittelt [4].

Ergebnis

In Abhängigkeit der verwendeten Monomere, Sauerstoffängern und deren jeweiligen Konzentrationen ergaben sich unterschiedliche Werte für die Steigung, den Achsenabschnitt und deren Fehler für die lineare Dosis-R2-Beziehung. Ein typischer Wert für den Achsenabschnitt lag bei $1,4 \pm 0,5$ 1/s, für die Steigung bei $0,95 \pm 0,02$ 1/(s·Gy). Die Unsicherheiten im Achsenabschnitt und der Steigung hängen vom statistischen Fehler des ermittelten R2-Wertes ab, welcher wiederum von der verwendeten MR-Bildgebungssequenz abhängt [4]. Je nach Gelzusammensetzung und Dosisbereich wurden Abweichungen vom linearen Verhalten beobachtet [1, 2, 3]. Die relative, statistische Unsicherheit der Dosisbestimmung liegt bei rund 5%.

Diskussion

Die einfache Herstellung und Handhabung normoxischer Polymergele lassen ihren klinischen Einsatz attraktiv erscheinen. Die Gelzusammensetzung sollte je nach eingesetztem Dosisbereich gezielt gewählt werden. Der statistische Fehler der Dosisbestimmung kann durch die Auswahl einer möglichst steilen Dosis-R2-Beziehung und den Einsatz optimierter MR-Bildgebungssequenzen auf 5% begrenzt werden. In einem nächsten Schritt sind 3-dimensionale relative und absolute Dosisverifikationen in der Radiochirurgie unter Berücksichtigung systematischer Fehler geplant.

Literatur

- [1] Fong P.M., Keil D.C., Does M.D., Gore J.C.: Polymer gels for magnetic resonance imaging of radiation dose distributions at normal room atmosphere. *Phys. Med. Biol.* 46 (2001) 3105-3113
- [2] De Deene Y., Hurley C., Venning A., Vergote K., Mather M., Healy B.J., Baldock C.: A basic study of some normoxic polymer gel dosimeters. *Phys. Med. Biol.* 47 (2002) 3441-3463
- [3] De Deene Y., Venning A., Hurley C., Healy B.J., Baldock C.: Dose-response stability and integrity of the dose distribution of various polymer gel dosimeters. *Phys. Med. Biol.* 47 (2002) 2459-2470
- [4] Baldock C., Murry P., Kron T.: Uncertainty Analysis in Polymer Gel Dosimetry. *Phys. Med. Biol.* 44 (1999) N243-N246

Quality control of a linear accelerator using electronic portal imaging

H. Schiefer¹, W. W. Seelentag¹, J. Roth²

¹Klinik für Radio-Onkologie, Kantonsspital St.Gallen, 9007 St.Gallen

²Radiologische Physik, Kantonsspital Basel, 4031 Basel

mail: hans.schiefer@kssg.ch

Introduction

Portal imaging systems (EPID) are mainly designed for checking the position of the irradiation field relative to the patient. On the other hand, EPID's may be used as well for dosimetric and mechanical checks of the accelerator. We have investigated check methods with an EPID for field symmetry and homogeneity, field size, energy checks for photons and electrons and a check of MLC positions. For these checks dedicated software programs have been developed which allow to check those parameters quickly, precisely and well documented.

Material and Method

The experiments were done with two Elekta Synergy accelerators with 4, 6 and 15 MV photons and several electron energies ranging from 4 to 20 MeV. The machines are equipped with an iViewGT™-System, built by PerkinElmer, Inc. The best image quality and reproducibility was achieved without any additional build-up plate, both for photons and electrons. The checks of field size, field symmetry and homogeneity have been reported previously³. To facilitate an energy check a perspex step wedge (3 steps) was placed on the EPID; again, with a careful choice of thicknesses, a single step wedge could be employed for all beam qualities: the absorption due to one of the steps, selected depending on energy and as compared to regions of interest next to the step wedge, may be used for the energy check. Consequently for each desired combination of beam quality and gantry angle only a single exposure is recorded and compared with a reference image. This intercomparison is done fully automatically by a program developed in-house. A further program has been developed to check the reproducibility of the MLC-Positions for different gantry angles and field shapes by comparing reference fields with currently acquired fields. A plate with 2 steel markers is fixed on the gantry head to define the coordinate system on the EPID-image. With the same tool the positions of the collimators can be checked. In addition to a description of the methods, our practical experiences are reported.

Result

The methods are suitable to check the stated machine parameters for different gantry angles quickly, precisely and well documented with one single device. Deviations outside the allowed range can be detected reliably.

Discussion

In the meantime all presented machine checks done with the EPID system are in routine use. At the same time the stability of the EPID system itself can be supervised, which is essential if this system is used for dosimetric checks.

Literature

- [1] Quality Control of Medical Electron Accelerators, Recommendations No. 11, ISBN 3 908 125 34-0, November 2003
Quality Control of Medical Electron Accelerators, Recommendations No. 11, ISBN 3 908 125 34-0, November 2003
- [2] R. J. W. Louwe et al, The long-term stability of amorphous silicon flat panel imaging devices for dosimetry purposes. Med. Phys. 31 (11), November 2004
- [3] H. Schiefer, W. Seelentag, J. Roth, Quality control of a linear accelerator using electronic portal imaging, SGSMP meeting Lausanne, November 2005

Etablierung der Dosimetrie mit EBT Filmen und einem Flachbettscanner

M. Fuß, E. Sturtewagen, D. Georg

Abteilung für Medizinische Strahlenphysik, Univ. Klinik für Strahlentherapie und Strahlenbiologie, Medizinische Universität Wien

mail: 06503822656@telering.at

Einleitung

Radiochromatische Filme stellen ein wichtiges Instrument zur 2D-Dosimetrie und Qualitätssicherung in der Brachytherapie dar. Früher erhältliche Typen fanden vor allem auf Grund ihrer geringen Empfindlichkeit (Dosisbereich $> 2\text{Gy}$) kaum Anwendung in der externen Strahlentherapie. Weitere Nachteile waren die lange Wartezeit bis zur Stabilisierung des Bildes und die Notwendigkeit spezieller Densitometer zur Auswertung. Das verbesserte Modell EBT wird in dieser Arbeit auf seine grundlegenden dosimetrischen Eigenschaften untersucht. Die Einsatzmöglichkeiten des Films in Kombination mit einem Flachbettscanner werden diskutiert.

Material und Methode

Die Bestrahlung der GafChromic[®] EBT Filme (International Specialty Products) erfolgte an einem Elekta SLi Precise Linearbeschleuniger (Elekta) bei Photonenenergien von 6, 10 und 25MV in symmetrischen Feldern. Dabei wurden die Filmstücke in verschiedenen Tiefen bei voller Rückstreuung im Solid Water[®] Phantom in der Isozentrumsebene senkrecht auf den Zentralstrahl positioniert. Zunächst wurden in der Referenzgeometrie (Feldgröße $5\times 5\text{cm}^2$, Tiefe 5cm) sensitometrische Kalibrierkurven für alle Energien aufgenommen, dann wurden Tiefe und Feldgröße sowie die Dosisrate variiert. Zur Bestimmung der exakten applizierten Dosis wurde jeweils eine absolutdosimetrische Messung nach IAEA TRS 398 mit einer Farmer-Type-Ionisationskammer (PTW-Freiburg, Typ 30006) durchgeführt.

Anschließend wurden die so erhaltenen Bilder mit einem Flachbettscanner (Epson Expression 1680 Pro) als 48-bit-rgb-TIFF-Dateien digitalisiert. Dabei wurde im Besonderen auf eine reproduzierbare Platzierung in der Mitte der Glasplatte geachtet. Die weitere Auswertung der Scannerdaten wurde in MATLAB (The MathWorks, Inc) vorgenommen. Zum besseren Vergleich wurden alle drei Farbenen ausgelesen, die Ergebnisse beruhen aber nur auf Informationen aus dem grün-Kanal, der sich als stabilster erwies.

Ergebnis

EBT Filme zeichneten sich gegenüber ihren Vorgängern durch eine erhöhte Sensitivität (Dosisbereich $\sim 2\text{-}800\text{cGy}$), eine wesentlich schnellere Bildformung (gute Stabilität bereits nach ca. 4 Stunden) und die gleichförmige Auflösung und Empfindlichkeit in beiden orthogonalen Richtungen aus. Das Absorptionsspektrum ist im Vergleich zu den bisherigen radiochromatischen Filmen um ungefähr 50nm zu kürzeren Wellenlängen hin verschoben.

Die erhaltenen sensitometrischen Kurven (Polynomfunktionen Dosis/Pixelwert) zeigen keine Energieabhängigkeit im untersuchten Bereich. Die Abhängigkeit der gemessenen Kurven von der Feldgröße erwies sich als gering: Die Kurven für $5\times 5\text{cm}^2$ und $15\times 15\text{cm}^2$ stimmten innerhalb 1% überein, zwischen den Kurven bei extremen Feldern ($3\times 3\text{cm}^2$ und $40\times 40\text{cm}^2$) traten nur bei 25MV Unterschiede über 5% auf. Eine Veränderung der Tiefe (2-25cm) hatte nur bei höheren Dosen (ab 6Gy) einen signifikanten Effekt im Pixelwert (Abweichungen bis 5% bei 8Gy) zur Folge. Die generell schlechteren Resultate am oberen Ende des Dosisbereichs sind möglicherweise durch das niedrigere Signal/Rauschverhältnis im Bereich kleiner Pixelwerte (hohe optische Dichte) bedingt. Die verwendete Dosisrate (25-500 MU/min) hat keinen systematischen Einfluss auf das Scannersignal (Stdabw. der Messpunkte 0,8-1,0%).

Diskussion

Die EBT Filme haben sich als sehr gutes Messmittel für die Absolutdosimetrie in zwei Dimensionen erwiesen. Im Bereich von 2-500cGy behält die Kalibrierkurve für die Strahlqualitäten 6MV und 10MV Gültigkeit (Toleranz 3%) für alle untersuchten Tiefen und Feldgrößen. Das Messsystem "EBT Film mit Epson Scanner" stellt somit eine Alternative zu Silber-Halid-Filmen wie dem EDR-2 (Kodak) dar. Klinische Tests zur Verwendung der Filme in der QS für moderne Bestrahlungstechniken wie der IMRT müssen jedoch erst durchgeführt werden.

Charakteristik und dosimetrische Eigenschaften des neuen radiochromen Filmtyps Gafchromic EBT

P. Winkler, K. Oechs
Universitätsklinik für Strahlentherapie-Radioonkologie Graz
mail: peter.winkler@meduni-graz.at

Einführung

Mit der Verbreitung der intensitätsmodulierten Strahlentherapie (IMRT) und den damit verbundenen Anforderungen an die Qualitätssicherung erlangten Dosimetriefilme in den letzten Jahren wieder zunehmende Bedeutung. Selbstentwickelnde radiochrome Filme sind hier aus verschiedenen Gründen, wie etwa ihrer sehr geringen Energieabhängigkeit [1], eine interessante Alternative zu radiographischen Filmen. Die radiochromen Filme älteren Typs hatten jedoch auch gravierende Nachteile, wie etwa geringe Empfindlichkeit und hohen Preis. Diese Nachteile scheinen mit der neuesten Entwicklung, dem Gafchromic EBT (ISP, USA) nun überwunden zu sein.

Das Ziel unserer Untersuchung ist es, Charakteristik und Handhabung dieser Filme im Hinblick auf den klinischen Einsatz zur Dosisverifikation von IMRT-Plänen zu analysieren.

Material und Methode

Für diese Arbeit wurden Filme des Typs „Gafchromic EBT QD+“ verwendet. Die Digitalisierung erfolgte an zwei verschiedenen Scannern: einerseits einem Vidar VXR12 und zu Vergleichszwecken an einem Microtek Scanmaker 9600XL Flachbettscanner. Die Ergebnisse wurden mit entsprechenden Untersuchungen an radiographischen Filmen (Kodak EDR-2 bzw. X-Omat V) verglichen, die bereits in einer früheren Arbeit publiziert wurden [2].

Die untersuchten Parameter umfassen Energieabhängigkeit, Dosisbereich, Reproduzierbarkeit, Einfluß von Filmorientierung sowie von Scanparametern auf das Messergebnis. Ein besonderer Schwerpunkt wurde auf die Analyse des Filmrauschens infolge von Inhomogenitäten und die damit verbundene dosimetrische Unsicherheit gelegt.

Ergebnis

Die geringe Energieabhängigkeit des EBT-Films konnte bestätigt werden. Die Orientierung des Films bei der Bestrahlung ist von geringer Bedeutung. Im Verlauf der charakteristischen Kurve ist der Gafchromic EBT dem EDR-2 Film, bei dem sie ja über einen weiten Bereich linear verläuft, unterlegen. Der optimale Dosisbereich liegt zwischen 0.2 Gy und 5 Gy, somit ist die Eignung für die Verifikation von Plänen mit einer typischen klinischen Dosis von 2 Gy gegeben. Das Signal-Rausch Verhältnis ist beim EBT gegenüber dem EDR-2 Film im niedrigen Dosisbereich bis ca. 3 Gy etwas schlechter: die Standardabweichung liegt hier bei 1.2% gegenüber 0.6% beim EDR-2 Film. Im höheren Dosisbereich zeigt der EBT-Film bessere Homogenität.

Diskussion

Aufgrund seiner Vorteile in der Handhabung stellt der Gafchromic EBT Film eine interessante Option in der Filmdosimetrie dar. Er ist selbstentwickelnd, ist nicht lichtempfindlich und muss deshalb auch nicht verpackt werden. Die geringe Dicke des Films wirkt sich vorteilhaft bei der Einbringung in Phantome aus. Die dosimetrischen Eigenschaften sind denen der bekannten radiographischen Filme vergleichbar. Geringfügige Nachteile zeigen sich bei der Homogenität.

Literatur

- [1] Chiu-Tsao S, Ho Y, Shankar R, Wang L, Harrison L: Energy dependence of response of new high sensitivity radiochromic films for megavoltage and kilovoltage radiation beams. Med Phys 32 (2005), 3350-3354
- [2] Winkler P, Zurl B, Guss H, Kindl P, Stücklschweiger G: Performance analysis of a film dosimetric quality assurance procedure for IMRT with regard to the employment of quantitative evaluation methods. Phys. Med. Biol. 50 (2005), S. 643-654

Elektronisches Patienten Daten Management (PDM) in der Strahlentherapie am AKH Wien

U. Wolff, D. Georg

MUW, Univ. Klinik für Strahlentherapie und Strahlenbiologie, AKH Wien

mail: uwe.wolff@akhwien.at

Einleitung

Primäres Ziel eines PDM Systems ist es, die gewünschten Informationen eines definierten Patienten zu einem bestimmten Zeitpunkt einer Person oder Modalität als Information und für Manipulationen zur Verfügung zu stellen, wenn diese dazu berechtigt ist. Dies gilt generell für jede geeignete Dokumentationsform, für EDV gestützte Systeme oder auch für die Papier-Krankengeschichte, wobei deutliche Unterschiede bezüglich der Effizienz und der Performance dieser Systeme zu erwarten sind. Speziell für große und komplexe Abteilungen müssen sowohl Arbeitsabläufe, Ressourcenplanung und Dokumentation als auch Datenstrukturierung, Datenarchivierung und Kommunikation massiv unterstützt werden.

Material und Methode

Die hohe Anzahl angebotener Spezialverfahren (beispielsweise IMRT und MR-gestützte 3D Brachytherapie) sowie die Verwertbarkeit dieser Daten für F&E (medizinisch wie technisch) sind Gründe für die Einführung eines elektronischen PDM Systems an unserer Abteilung. Darüber hinaus sollen Effizienz und Qualität in der Patientenbetreuung gesteigert werden. Hauptprobleme mit der bisher üblichen Papierakte liegen in der singulären Verfügbarkeit, hohes Risiko von Datenverlust, Inkonsistenz in der Datenstruktur und häufige Notwendigkeit von Mehrfacheingaben gleicher Daten.

Um eine breite Akzeptanz für ein neues EDV System in der Abteilung zu erreichen war es notwendig, auf die individuellen Bedürfnisse der potentiellen Benutzer einzugehen, weil der Weg zu einer filmlosen, möglicherweise sogar papierlosen Abteilung auch die Verteilung der zu leistenden Arbeiten zu den Mitarbeitern verändert. Deshalb wurden zur Erstellung des Pflichtenheftes für unsere Abteilung Personen aus allen Berufsgruppen eingebunden und dabei alle Arbeitsabläufe und Zuständigkeiten detailliert beschrieben.

Interne Schnittstellen (z.B. zu Planungssystemen bzw. Bildgebenden Modalitäten) und externe Schnittstellen (z.B. PACS, Krankenhausinformationssystem, Verrechnungssystem) wurden unter Berücksichtigung anerkannter Standards wie HL7, DICOM3 oder DICOM RT sowie der Notwendigkeit zur Einrichtung eines zentralen Datenarchivs definiert.

Ergebnis

Im Rahmen der Anpassung des PDM Systems an die klinischen Erfordernisse wurden Arbeitsabläufe entsprechend den Neuverteilungen der Arbeitslast umdefiniert. Um das System voll nutzen zu können werden zukünftig Einbußen bezüglich der zeitlichen Flexibilität in Kauf zu nehmen sein. Als wichtig und sogar kritisch für den Erfolg des PDM Systems wurde auch die Einbindung in die krankenhausweite EDV Struktur unter Einbeziehung der zuständigen Abteilungen erkannt. Auch bedingt durch die komplexen Entscheidungsstrukturen am AKH Wien war und ist eine straffe und professionelle Projektleitung (kein weisungsgebundener Klinikmitarbeiter!) unabdingbar.

Diskussion

Unbestritten ist, dass speziell in der Strahlentherapie bedingt durch die immer größer werden den Informationsmengen pro Patient eine computerunterstützte Administration zwingend erforderlich ist. Der Erfolg derselben hängt sehr stark ab von der Sorgfalt, mit der die klinikspezifischen Bedürfnisse einbezogen werden, und vom effizienten zeitlichen Einsatz der Personalressourcen bei der Implementierung von Benutzern, Betreibern und Entwicklern.

Tumour Invasion Pattern Analysis of Cervical Carcinoma in 3-D

U.-D. Braumann¹, J.-P. Kuska¹, J. Eienkel², L.-C. Horn³, M. Löffler¹, M. Höckel²

¹Interdisciplinary Centre for Bioinformatics, University Leipzig

²Department of Obstetrics and Gynaecology, University Leipzig

³Institute of Pathology, University Leipzig

mail: braumann@izbi.uni-leipzig.de

Introduction

A reconstruction of the three-dimensional (3-D) tumour invasion of squamous cell carcinoma of the uterine cervix with microscopic resolution (10 μ m in tissue volumes up to 150mm³) has become feasible for the first time using a dedicated image processing chain achieving the most detailed reconstruction of a solid tumour's invasion front so far [1]. While routine analyses based on single histological sections have suggested the existence of detached tumour islets, despite suspected prognostic implications, precise morphometric analyses of the tumour-stroma interface were still missing.

Material and Method

13 serially sectioned cervical carcinoma specimen (pT1b1–pT2b) were 3-D reconstructed from digitised H&E stained serial sections (90–500 slices). The developed image processing chain consisting of a reference-free coarse-to-fine sequence of three automatic image registration steps (rigid, polynomial non-linear, non-parametric non-linear curvature-based) finally ends up with a 3-D tumour segmentation using a fuzzy c-means clustering approach. For the morphological quantification of the tumoural invasion we use the discrete compactness providing the first algorithmic description of cervical tumour invasion in 3-D.

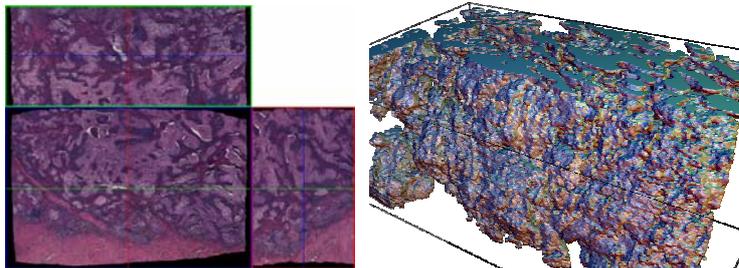


Fig.: Depiction of a typical result of the reconstruction procedure given in three central planes (left) and as surface rendering of the automatically segmented tumour (right). The reconstructed tissue volume is approx. 7.2mm \times 4.8mm \times 3.0mm and was assembled from 300 consecutive

Result

While a single-section based verbal routine tumour invasion assessment typically applies a three-tiered classification (closed, finger-like, diffuse), the new algorithmic invasion quantification has yielded a homogeneous spectrum of compactness values. Lacking any subjectivity, those reproducible numbers turn out to be basically corresponding to the verbal routine assessments, but exhibit a much higher accuracy and in turn are considered both plausible and appropriate by the pathologist. Another very interesting outcome is that irrespective the invasion pattern, all tumours invade ‘per continuitatem’ exhibiting a tumour massif but no detached tumour islets, a finding which was essentially facilitated by our 3-D reconstructions.

Outlook

The clarification of the 3-D tumour invasion pattern for this type of tumour is considered the most important result of this work. At present we are working on methods for combined serial section-based 3-D reconstructions with two or more alternate histological and immuno-histochemical stainings. By this, we expect new findings about e.g. the 3-D spatial relations between the invasion front and lymphocytes involved in the tumour-related immune response.

Literature

- [1] Braumann, U.-D.; Kuska, J.-P.; Eienkel, J.; Horn, L.-C.; Löffler, M.; Höckel, M.: Three-Dimensional Reconstruction and Quantification of Cervical Carcinoma Invasion Fronts from Histological Serial Sections. IEEE Transactions on Medical Imaging. Vol. 24, No. 10, Oct. 2005, pp. 1286–1307

QS an einer endorektalen US-Sonde für Prostataspickungen – „work in progress“

W. Schmidt¹, C. Kollmann², D. Lehmann³

¹Institut für Radioonkologie, Donauespital Wien;

²Zentrum für Biomedizinische Technik, Med. Univ. Wien;

³Klinik für Strahlentherapie, Uniklinikum Dresden

Einleitung

Am Institut für Radioonkologie des Donauespitals Wien wie auch an weiteren Zentren in Österreich werden Prostataimplantationen mit Permanentimplantaten („Seeds“; I-125, Pd-103) durchgeführt. Dabei erfolgt die Bildgebung für Prostata und kritische Organe (Rektum, Urethra, Blase) durch transrektalen Ultraschall (TRUS). Im Zuge der Installation eines neuen Planungssystems (INTERPLANT, CMS) sowie eines digitalen Steppers zur Nadel- und Seedpositionierung wurden Bildgebung des US-Systems sowie Übertragung der Bilder in das Planungssystem überprüft, da die Dosisberechnung um die Seeds anhand des US-Bildes erfolgt und Dosisverteilungen in der Brachytherapie wesentlich von den Quellenabständen abhängen. Daher wurde ein Phantom konzipiert, mit dem Artefakte, Maßstabsgenauigkeit und Schichtdicke von Transversal- und Sagittalschnitten des US-Bildes geprüft werden können.

Material und Methode

Die an einer Führung montierte US-Sonde wird auf einer Länge von etwa 10cm in ein Wasserbad eingeführt. Da handelsübliche US-Geräte auf Weichteilgewebe mit einer Schallgeschwindigkeit von $v_s=1540\text{m/s}$ kalibriert sind, ist es mit NaCl-Lsg.(22°C) gefüllt (v_s ebenfalls 1540m/s). Eine Längenmessung in normalen Wasser würde einen Fehler von 6% verursachen ($v_s=1480\text{m/s}$). In diesem Wasserbad sind auf einer Plexiglasplatte verschieden hohe Rohre unterschiedlicher Durchmesser montiert, die gut auswertbar auf dem Bildschirm dargestellt werden und Längenmessung in mehreren Achsen sowie Schichtdickenmessung ermöglichen. An den Rändern der Platte (in einem Quadrat von 50 * 50 mm) sind dünne Nylonfäden (\varnothing 0,1mm) befestigt, die wenig störende Echos verursachen und eine Überprüfung des Gittermaßstabs in üblichen Implantationsabständen von der Achse der US-Sonde erlauben. Durch geeignete Positionierung der Sonde über den Nylonfäden lassen sich sowohl die Dicke lateral als auch die Dicke in der Elevationsebene der Schallkeule großemäßig quantifizieren.

Ergebnis

Erste Resultate betrafen die Überprüfung der Längenmessung mit normalen Wasser und NaCl-Lösung. Die erwarteten Ergebnisse der Unsicherheiten bei der Längenmessung konnten bestätigt bzw. korrigiert werden. Für die Wahl der Materialien wurden verschiedene Rohre überprüft; die Entscheidung fiel auf handelsübliche PVC-Rohre (Kosten ca. 1€ pro Meter). Die Maßstabsgenauigkeit konnte so geprüft bzw. bestätigt werden. Versuche zur Bestimmung bzw. Überprüfung der Schichtdicke sind derzeit im Gange.

Diskussion

Zusammenfassend sei davor gewarnt, die US-Bilder ungeprüft für die Dosisplanung zu übernehmen. Fehler sind nicht nur von „physikalischen Eigenschaften“ her denkbar, sondern auch durch Einstell- und Übermittlungsfehler zwischen US-Geräten und Planungssystemen. Durch Phantome wie beschrieben und (relativ) einfache Testmessungen können sie ausgeschlossen oder zumindest erheblich reduziert werden.

Literatur

- [1] Lubbers J; Graaff R. A simple and accurate formula for the sound velocity in water. US Med Biol 24/7 (1998) 1065-1068.
- [2] C. Kollmann; H. Bergmann. Kontrolle der Bildqualität klinischer B-Mode-Ultraschallgeräte-Kenngrößen und Bewertungskriterien. Zeitschrift für Medizinische Physik 5 (1995), 74 – 80
- [3] Goldstein A. Errors in ultrasound Digital Image distance measurements. US Med Biol. 26/7 (2000), 1125-1132
- [4] Goldstein A. Slice thickness measurements. J. Ultrasound Med 7 (1988), 487-498
- [5] Wong GSK, Zhu S. Speed of Sound in seawater as a function of salinity, temperature and pressure. JASA 97/3 (1995), 1732-1736

Aspects of Performance Assessment for the microPET Focus 220 Scanner

C. Kuntner, T. Wanek

Radiopharmaka, ARC Seibersdorf research GmbH, 2444 Seibersdorf

mail: claudia.kuntner@ares.ac.at

Introduction

Dedicated small animal positron emission tomography (PET) systems are increasingly prevalent in radiopharmaceutical, clinical and biological research. However, compared to human scanners (NEMA standards NU 2-2001) the performance evaluation tests for small animal systems have not been standardized yet. Consequently, performance measurements for small animal PET scanners are based largely on non-standardized phantoms and procedures. Such phantoms and procedures often vary substantially between experimental research groups. Thus, performance parameters of different and even the same scanners are usually not directly comparable. The aim of this study is to use 2 different methods of measuring NEC curves and scatter fraction and to compare the calculated values.

Material und Method

Counting-rate performance was measured using “NEMA like” phantoms to simulate a mouse body and a rat body. Data were acquired in listmode and 2D sinograms were generated by sorting the data using SSRB. Prompt, true, delayed, scatter and noise equivalent count rates (NEC) were estimated from the prompt sinograms only according to the NEMA NU2-2001 [1] technique modified to take into account the smaller size of the phantom and FOV. Additionally, the intrinsic count rate, coming from the natural radioactivity of Lu-176 contained in the LSO scintillator, was taken into account [2]. In the first method all counts outside a band 3.6 mm larger than the phantom were set to zero [3]. After aligning the peaks of the line source a second band of 1.4 cm was then centred on the peak of the summed profile. In the second method all counts in the sinogram were taken into account. The band over the line source peak had the same dimension as for method 1.

Result

For the mouse phantom, peak NEC values of 300 kcps (method 1) and 190 kcps (method 2) with an activity of 165 MBq were obtained with a 250-750 keV energy window and 6 ns timing window. For the rat phantom peak NEC values of 171 kcps (method 1) and 125 kcps (method 2) with an activity of 121 MBq were obtained with the same energy and timing settings. Scatter fractions for these two phantoms at 250-750 keV (350-650 keV) were: 15%(10%) for mouse phantom and 29%(24%) for the rat phantom for method 1. For method 2 they increased to 33%(22%) for the mouse phantom and 45%(33%) for the rat phantom. The scatter fractions, as measured for the unmodified NEMA procedure (without intrinsic activity), were of ~18%(11%) for the mouse and 31%(25%) for the rat for low activity measurements.

Discussion

The variations in NEC values and scatter fraction values for microPET scanner show huge differences. This is due to the lack of a standardized NEMA performance procedure for small animal PET scanners. It has been shown in our study (mouse phantom, 250-750keV) that depending of the bandwidth from the trimmed sinogram the scatter fraction varies between 13% and 33%. When changing the defined strip at the centre of the summed sinogram from 10 mm to 25 mm the scatter fraction drops from 19% to 10% whereas the NEC value increased from 68 kcp to 82 kcps. Therefore, care has to be taken when comparing NEC and scatter values given in literature for small animal PET scanners.

Literatur

- [1] Nema Standards Publication, NEMA NU 2 Performance Measurements of Positron Emission Tomographs, National Electrical Manufacturers Association, 2001
- [2] C.C. Watson, M.E. Casey, L. Eriksson, T. Mulnix, D. Adams, B. Benriem, NEMA NU 2 Performance Tests for Scanners with Intrinsic Radioactivity, J. Nucl. Med. 45 (2004) 822-826
- [3] R. Laforest, D. Longford, S. Siegel, D.F. Newport, J. Yap, Performance Evaluation of the microPET-Focus_F120, Proc. IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (2004), Rome, Italy

Einhaltung der diagnostischen Referenzwerte (DRW) für Röntgenuntersuchungen: Vergleich der Vorgangsweise in der Schweiz und in Österreich

H. Mandl

ÖNORM AG 088.18

mail: herwig.mandl@aon.at

Einführung

Die Einführung von DRW soll die Strahlenexposition der Patienten in der Röntgendiagnostik unter festgelegte Werte bringen bzw. schrittweise reduzieren. Während die Größenordnung der DRW in beiden Ländern übereinstimmt, so unterscheiden sich die Berechnungen bezüglich Aufwand und Genauigkeit.

Material und Methode

Das Schweizerische Bundesamt für Gesundheit hat seit 2003 unter der Internetadresse http://www.bag.admin.ch/strahlen/lois/ionisant/directive_io/d/directive_io_rx.php

„BAG Weisung / BAG Merkblatt im Bereich ionisierende Strahlung“ 2 Weisungen und zwar:

„Diagnostische Referenzwerte (DRW) für Röntgenuntersuchungen“ [1] und

„Programm für diagnostische Referenzwerte (DRW) für Röntgenuntersuchungen“ [2].

Während im ersten Merkblatt die DRWs für einzelne Untersuchungen und die Vorgangsweise zu deren Berechnung angegeben sind, wird in einem EXCEL-Programm für die einzelnen Untersuchungen die Dosis berechnet und mit dem DRW verglichen.

In Österreich wird derzeit an einer ÖNORM S 5245 „Diagnostische Referenzwerte in der Röntgendiagnostik – Kontrolle der Einhaltung“ [3] gearbeitet. Diese baut auf die ÖNORM S 5234-10 „Klinische Dosimetrie Teil 10: Verfahren zur Ermittlung der Patientendosis in der Röntgendiagnostik“ [4] auf, wobei aktuelle Dosiswerte der verwendeten Röntgenanlage zum Einsatz kommen.

Ergebnis

Die Schweizer Vorgangsweise ist einfach und führt schnell zu Ergebnissen. Die mit der Rechnung verbundenen Genauigkeiten können bei überschrittenen DRWs zu einer Suche nach den Ursachen und einer aufwändigeren Berechnung führen. Die österreichische Methode verwendet geräteeigene Dosimetriedaten; bei überschrittenen DRWs wird man weniger in der Berechnung, als an anderen Ursachen, wie Auswahl der Patienten usw. suchen müssen.

Diskussion

Die radiologische Praxis wird zeigen, ob man mit einfacheren Mitteln, wie in der Schweizer Methode, das Auslagen findet oder aber von vornherein mit mehr Aufwand die Kontrolle der DRWs durchführen muss.

Literatur

- [1] Diagnostische Referenzwerte (DRW) für Röntgenuntersuchungen
- [2] Programm für diagnostische Referenzwerte (DRW) für Röntgenuntersuchungen
- [3] ÖNORM S 5245 „Diagnostische Referenzwerte in der Röntgendiagnostik – Kontrolle der Einhaltung“
- [4] ÖNORM S 5234-10 „Klinische Dosimetrie Teil 10: Verfahren zur Ermittlung der Patientendosis in der Röntgendiagnostik“

Nuklearmedizinische Patientendosen und diagnostische Referenzwerte in der Schweiz

H. W. Roser

Institut für Radiologie, Universitätsspital Basel, Schweiz

mail: hroser@uhbs.ch

Einführung

In der Schweiz wurden im Jahr 2004 durch eine Erhebung in allen nuklearmedizinischen Instituten die Untersuchungsarten und deren Häufigkeiten erfasst. Eines der Hauptziele der Erhebung war die Ermittlung von diagnostischen Referenzwerten [1] für nuklearmedizinische Untersuchungen in Analogie zu den diagnostischen Referenzwerten in der Röntgendiagnostik. Weitere wichtige Zielsetzungen waren die Bestimmung der mittleren effektiven Dosis durch die Nuklearmedizin und ein Vergleich der Ergebnisse mit den Daten einer entsprechenden Erhebung in der Schweiz im Jahr 1989 [2].

Material und Methode

Es wurde bei möglichst vielen der 72 Bewilligungsinhaber für die Anwendung von radioaktiven Stoffen am Menschen in der Schweiz die entsprechenden Daten erfasst, wobei während mindestens eines Monats für jeden Patienten das Alter, das Geschlecht, die Untersuchungsart, das verwendete Radionuklid, das Pharmakon, die Applikationsart und die applizierte Aktivität erhoben wurden. Aus den Daten wurden 1. die mittleren effektiven Dosen der Einzeluntersuchungen und deren Schwankungsbereiche, 2. die Häufigkeiten der verschiedenen Untersuchungsarten, 3. die Häufigkeiten der verwendeten Radionuklide und deren Aktivitäten, 4. die Alters- und die Geschlechtsverteilung der Patienten, 5. die mittlere effektive Dosis durch die Nuklearmedizin und 6. die untersuchungsspezifischen diagnostischen Referenzwerte in Form der applizierten Aktivitäten bestimmt. Das Projekt wurde von einer Gruppe aus Vertretern verschiedener Fachdisziplinen und dem Bundesamt für Gesundheit (BAG) begleitet.

Ergebnis

Die Resultate der Auswertung der Erhebung werden vorgestellt und z.T. in Beziehung zu den Werten aus der Erhebung 1989 gesetzt. So hat z.B. die Frequenz der Untersuchungen im Vergleich zu 1989 um 30% zugenommen, neue Untersuchungsarten sind dazugekommen (z.B. PET), während andere in ihrer Anzahl deutlich abgenommen haben (z.B. Schilddrüsenuntersuchungen). Die diagnostischen Referenzwerte für die einzelnen Untersuchungen werden präsentiert und es wird dargestellt, wie diese bestimmt und zusammen mit der Begleitgruppe festgelegt wurden. Die Referenzwerte für die Schweiz werden auch in Beziehung zu den entsprechenden Werten in anderen Ländern gesetzt [3,4].

Diskussion

Die zu Beginn des Jahres 2006 in Kraft gesetzte Weisung zu den diagnostischen Referenzwerten in der Nuklearmedizin [5] verlangt die Einführung der Referenzwerte im nuklearmedizinischen Alltag. Die Weisung gibt die Referenzwerte für den Grossteil der durchgeführten Untersuchungen und macht auch Angaben zur Modifikation der Referenzwerte für pädiatrische Untersuchungen [6]. Das BAG wird in diesem Jahr die diagnostischen Referenzwerte in den entsprechenden Betrieben bekannt machen und deren Anwendung propagieren.

Literatur

- [1] International Commission on Radiological Protection: Radiological Protection and Safety in Medicine, ICRP Publication 73, Annals of the ICRP 26 (1996)
- [2] Roser H.W., Roth J. Die Strahlenexposition infolge nuklearmedizinischer Untersuchungen in der Schweiz., Z Med Phys 8 (1998) 41-48
- [3] Bundesamt für Strahlenschutz: Bekanntmachung der diagnostischen Referenzwerte für radiologische und nuklearmedizinische Untersuchungen vom 10. Juli 2003
- [4] Bundesgesetzblatt für die Republik Österreich, 409. Verordnung: Medizinische Strahlenschutzverordnung – MedStrSchV vom 28. Oktober 2004
- [5] Bundesamt für Gesundheit: Diagnostische Referenzwerte (DRW) für nuklearmedizinische Untersuchungen, Weisung L-08-01 vom 30. Januar 2006
- [6] A. Piepsz, K. Hahn, I. Roca, G. Ciofetta, G. Toth, I. Gordon, J. Kolinska, J. Gwidet: A Radiopharmaceutical Schedule for Image in Pediatric. Recommendations of the Pediatric Task Group of the European Association of Nuclear Medicine. Eur J Nucl Med 17 (1990), 127-129

⁵¹Cr-EDTA-Techniken zur Abschätzung der glomerulären Filtrationsrate

A. Stemberger¹, A. Staudenherz²

¹ Institut für Nuklearmedizin, Krankenanstalt Rudolfstiftung

² Universitätsklinik für Nuklearmedizin, AKH Wien, Medizinische Universität Wien

mail: andreas.stemberger@wienkav.at

Einführung

Die glomeruläre Filtrationsrate (GFR) stellt einen ausgesprochen wichtigen Parameter zur Bestimmung der globalen Nierenfunktion dar. Unter anderem wird dieser Wert zur Dosisfindung bei Chemotherapien herangezogen. In der klinischen Praxis werden unterschiedlichste Berechnungsmethoden verwendet, um die GFR zu bestimmen.

Anhand klinischer Daten von 291 Patienten wurde eine Empfehlung für diese Untersuchungsform erarbeitet. Diese soll die geforderten Qualitätsmerkmale integrieren und in ihrer Anwendung praktikabel sein.

Material und Methode

In Europa wird als Standardmethode zur Erhebung der glomerulären Filtrationsrate ⁵¹Cr-EDTA verwendet, wobei diese Untersuchung als „golden-standard“ gilt. Die Messung erfolgt entweder mit der Slope-Intercept-Methode (Dual-Sample bzw. Multiple-Sample-Technik) oder der Distribution-Volume-Methode (Single-Sample Technik). Bei allen Varianten wählt man dabei die Blutabnahmezeitpunkte frühestens 120 Minuten nach Tracerapplikation, um im flachen Teil der exponentialen Plasma-eliminationskurve zu sein.

An der Univ.-Klinik für Nuklearmedizin kamen in der Vergangenheit bereits mehrere Berechnungsmethoden zum Einsatz, wobei derzeit ein „klassisches“ 120/180/240Min. Blutabnahmeintervall verwendet wird. Um die errechneten Werte für Kinder und Jugendliche (Alter unter 18 Jahre) zu adaptieren, wurde eine lineare Korrektur nach der Chantler eingeführt.

Die Messung im Rahmen dieser Arbeit erfolgte mit Hilfe eines Aktivimeters (*PTW Curiementor 2*), eines Sondenmessplatzes (*Siemens Canberra*) und eines Gammacounters (*Packard Cobra-II*).

Ergebnis und Diskussion

Da in der Literatur generell die Faustregel „je mehr Blutproben, desto besser“ gilt, wurde als „golden-standard“ das Verfahren mit drei Blutabnahmen gewählt. Ausgehend von diesen Ergebnissen fand sich eine Abweichung von 2.8% bei den Blutabnahmen 120 & 240 Minuten p.i., 7.4% bei 120 & 180 Minuten p.i. und 14.8% bei 180 und 240 Minuten p.i.. Auf Grund dieser Ergebnisse wird für die Berechnung der GFR mit ⁵¹Cr-EDTA die Dual-Sample-Technik empfohlen, wobei die zwei Blutabnahmen 120 bzw. 240 Minuten nach der Applikation erfolgen sollten. Die Single-Sample Technik zeigte Abweichungen von bis zu 30%, sodass diese Berechnung im klinischen Einsatz auf Grund der Ungenauigkeit, v.a. bei reduzierter GFR (< 30ml/min), nicht geeignet ist.

Des weiteren konnten wir zeigen, dass bei Kindern und Jugendlichen die KOF- bzw. BMI-Werte mit dem Alter korrelieren. Deshalb ist es sinnvoll, unter 12 Jahren statt der Körperoberfläche den Body-Mass-Index als Korrekturfaktor zu verwenden. Auf diese Weise ist sichergestellt, dass dem Alter entsprechend die richtige Korrektur der Messwerte erfolgt. Diese Überlegung berücksichtigt somit das Faktum, dass Säuglinge und Kinder im Gegensatz zu Erwachsenen eine große Körperoberfläche im Verhältnis zu ihrer Größe haben. Für die Ermittlung der Körperoberfläche empfehlen wir die Mosteller-Formel.

Literatur:

- [1] D. Blaurox: Report of the Radionuclides in Nephrourology Committee on Renal Clearance. J Nucl Med 1996 Nov;37(11):1883-90
- [2] H.R. Ham: Estimation of glomerular filtration rate in infants and children using a simple plasma sample method. J Nucl Med 1991; 32:1294-1297
- [3] T.K. Lam: More on simplified calculation of body-surface area. N Engl J Med 1988 Apr 28; 318(17):1130
- [4] B.D. Stacy: Cr-51-ethylene-diaminetetra-acetate for estimation of GFR. Science 152:1076 1966

Aspects of quantification and dosimetry using PET/CT.

F. Corminboeuf, T. Weitzel, T. Krause, M. Hofmann

Clinic for Nuclear Medicine, Molecular Imaging and Therapy Group (MIT-Bern, CH), Inselspital, Freiburggasse 10, 3010 Bern

mail: frederic.corminboeuf@insel.ch

Introduction

Positron Emission Tomography (PET), resp. PET/CT, is a medical device with high resolution and good quantitative properties, which makes it suitable for in-vivo quantification of radioimmunotherapy. Most radionuclides used in radioimmunotherapy have positron-emitting analogues, which can be used for PET imaging opening the possibility of performing dosimetry with PET. In order to have good results we need to determine the properties of PET/CT more particularly the recovery factors.

Material and Method

A Biograph 16 PET/CT (Siemens Medical System) has been involved in the study. The recovery factors have been assessed using a cylindrical phantom filled with spherical sources with diameters varying from 6 to 33 mm filled with ^{18}F and ^{68}Ga . The diameters of spheres were determined from CT images. A “home-made” software (Quant-Scan) developed with the IDL (Vs 2.81) software language has been used to determine the correction for recovery.

Result

The 3D quantification of small lesions by the “Quant-Scan” software yielded up to 31% higher activity concentrations in spherical lesions below 20mm diameter than the inbuilt ROI-software using the 2D ROIs in a single 1.8mm thick slice. The correction for recovery of a particular object is done in the same one-step procedure for fit and quantification and allows assessing the real activity absorbed by small lesion as so we can also determine the absorbed dose of it.

Conclusion

Using PET/CT offers a possibility for accurate quantification for dosimetry. A precondition is that PET/CT would be calibrated and the recovery factors have to be determined. Only with these conditions we could be able to quantify the uptake of the lesions correctly and consequently to obtain a good dosimetry.

Quantifizierung radioaktiver Einträge ins Abwassersystem nach ^{18}F -Positronenemissionstomographie (PET)

H. Kessler¹, E. Hillbrand¹, H. Fritzsche²

¹Abteilung Medizinische Physik, LKH Feldkirch

²Abteilung für Nuklearmedizin, LKH Feldkirch

Einleitung

Die Zahl der PET-Untersuchungen in Österreich nimmt ständig zu, vor allem die Kombination mit einem CT macht diese nuklearmedizinische Diagnostikmethode immer attraktiver. Mit der Zahl der Untersuchungen steigt auch die Menge der radioaktiven Stoffe im Abwasser, denn Teile der applizierten Aktivität gelangen über die Patiententoiletten ins Kanalsystem der untersuchenden Institution. Die österreichische Strahlenschutzverordnung limitiert die Aktivitätskonzentration im Tagesmittel, welche an das öffentliche Kanalnetz abgegeben werden darf. Für andere gängige Isotope in der Nuklearmedizin wurde eine Abwasseranalyse bereits durchgeführt [1]. Untersucht wurde der Standardtracer ^{18}F -Fluorodeoxyglucose (FDG) bei Ganzkörperaufnahmen, dies ist der weitaus häufigste Fall. Im Vergleich dazu wurden auch einige Messungen mit ^{18}F -Cholin und ^{18}F -Fluorethyltyrosin (FET) durchgeführt.

Material und Methode

Für die Ausscheidungsmessung wurde der eichfähige Abfallmessplatz der Nuklearmedizin auf ^{18}F kalibriert. Als Vergleichsnormal wurde das geeichte Aktivimeter Veenstra VDC-404 herangezogen. Sämtliche Auswertungen wurden exakt zeitkorrigiert. Die PET-Patienten wurden über unsere Studie informiert und gebeten, während des gesamten Aufenthalts auf der Station, für Harnausscheidungen spezielle Becher zu verwenden. Untersucht wurden 48 FDG-Patienten für Ganzkörperaufnahmen (22 Frauen, 26 Männer), 1 FDG-Patient für eine Hirnaufnahme, 3 FET-Patienten mit Hirntumoren und 5 ^{18}F -Cholin-Patienten für Fragestellungen der Prostata mit und ohne Spülkatheter. Standardmäßig erhielten alle Patienten 300 MBq ^{18}F , für die Ganzkörperaufnahme eine Infusion mit 250mg 0,9%-NaCl-Lösung und 10 mg Lasix mit einer Stunde Uptake-Time, die Aufnahmedauer betrug ca. 90 min. Spätestens 30 min nach Ende der Tomographie hatten alle Patienten die Abteilung wieder verlassen.

Ergebnis

Durchschnittlich befanden sich im gesamten Urin jedes Patienten 3,5% der applizierten Aktivität (Min. 0,5, Max. 8,6%, mit einem Ausreißer nach oben mit 12,5%). Im Vergleich zu diesen Daten lagen die FDG-Hirnaufnahme (60 min Wartezeit ohne NaCl-Infusion und Lasix) mit 1% sowie die Aufnahmen mit anderen ^{18}F -Tracern ohne Infusion, Lasix und Uptake-time wie FET (1-5%) und Cholin (2,3 – 5%) alle innerhalb der Schwankungsbreite der FDG-Ganzkörperergebnisse.

Literatur

- [1] Hillbrand, Wagner, Fritzsche: Radioaktive Kontamination des Krankenhausabwassers. Strahlenschutz in Forschung und Praxis, Bd.41, (1998)

Stereotactic Localization As Benchmark For The Positioning Accuracy In Virtual Simulation: A Phantom Study

I. Fotina¹, J. Bogner², K. Poljanc³, D. Georg²

¹Physical-technical department, Tomsk Polytechnic University, Tomsk, Russia

²Division Medical Radiation Physics, Dept. of Radiotherapy and Radiobiology, MUW, Vienna

³Atomic Institute of the Austrian Universities, TU-Vienna, Austria

mail: irina_fotina@hotmail.com, Joachim.Bogner@meduniwien.ac.at

Purpose

A prerequisite for the introduction of the virtual simulation process [1,2] into clinical routine is to determine the positioning accuracy of the existing equipment based on phantom measurements. Two stereotactic localization systems, the most accurate positioning devices present in the department, were employed to benchmark the new simulation approach.

Material and Method

Both chosen phantoms, the anthropomorphic RANDO head phantom and an in-house designed, geometric precision phantom, can be used either in combination with the BrainLAB stereotactic positioning system for head and neck localization or with the infrared localization system ExacTrac. Small metal balls of about 1mm in diameter (so called BBs) were placed on distinct positions inside and outside of the phantoms as reference points. The geometric phantom underwent sequential CT scans (no gap) with 2mm, 4mm, and 8mm slice thickness and a spiral CT scan with 4mm collimator width and a table pitch of one. The head phantom was scanned in 4mm sequential modus, only. CT data sets were transferred to the virtual simulation software (Focal Sim 4.2.0, CMS, USA) and isocenter definition according to the BBs was performed. The determined coordinates re-fed into the movable CT laser system then allow to simulate the isocenter position and to measure a potential offset between calculated and real BBs position at the prior fixated phantom on the CT couch. Simultaneously localization of the BBs was performed by the stereotactic positioning systems and their "stereotactic" isocenter position was cross-checked in comparison to the one of the virtual simulation. Mean displacements, standard deviations and 3D vectors are reported.

Result

For the geometric phantom determined 3D displacements in isocenter position for the 2mm, 4mm, 8mm sequential and 4mm spiral CT scans were on average 2.0mm, 2.8mm, 2.8mm, and 2.7mm, respectively. Mean displacements in lateral, longitudinal and vertical directions were $0.1\text{mm} \pm 0.9\text{mm}$, $-0.1\text{mm} \pm 3.3\text{mm}$, and $-1.7\text{mm} \pm 1.1\text{mm}$. Comparing virtual simulation and infrared-guided, stereotactic positioning system, an offset of $0.1\text{mm} \pm 0.4\text{mm}$ in lateral, $-0.6\text{mm} \pm 1\text{mm}$ in longitudinal, and $0.7\text{mm} \pm 0.1\text{mm}$ in vertical direction was obtained.

For the anthropomorphic phantom a correction between virtual isocenter and real isocenter of $-1.5\text{mm} \pm 1.8\text{mm}$ in lateral, $-0.3\text{mm} \pm 0.5\text{mm}$ in longitudinal, and $0.1\text{mm} \pm 0.3\text{mm}$ in vertical direction was necessary, whereas for the isocenters given by the stereotactic localizer box only corrections of 0.3mm, 0.5mm, and 0.3mm in respective directions were required.

Conclusion

The tested virtual simulation system allows positioning accuracy in rigid phantoms well within the slice thickness of the CT scan and, thus, offers an alternative way for patient positioning in the simulation process. Surprisingly, the influence of unavoidable partial volume effects and slice thickness on the accuracy was found to be small. However, the present study gives distinct evidence that an accuracy level better than 2mm also requires advanced effort in the technique of patient positioning, i.e. stereotactic guidance.

Literature

- [1] Aird EG and Conway J. Review article: CT simulation for radiotherapy treatment planning. Br J Radiol. 2002; 75: 937-949.
- [2] Van Dyke J, Taylor JS. CT simulators. In: Modern Technology of Radiation Oncology. Van Dyke J (Ed.) Medical Physics Publishing, 1999

Effektive Dosis für Standardröntgenuntersuchungen für Patienten mit unterschiedlicher Größe und unterschiedlichem Gewicht

J. Billinger^{1,2}, R. Nowotny¹, H. Bergmann¹, K. Poljanec², F. Kainberger³, P. Homolka¹

¹ Zentrum für Biomedizinische Technik und Physik, Medizinische Universität Wien

² Atominstitut der Österreichischen Universitäten, Technische Universität Wien

³ Universitätsklinik für Radiodiagnostik, Medizinische Universität Wien, AKH

mail: peter.homolka@meduniwien.ac.at

Einführung

Die effektive Dosis [1] ergibt eine Abschätzung des Strahlenrisikos bei Exposition mit ionisierender Strahlung. Die meisten Berechnungsmethoden bestimmen dieses Risiko jedoch für „Standardpatienten“. Mittels Computerprogrammen, die skalierbare Phantome verwenden, lässt sich auch die effektive Dosis für vom „Normal“ abweichende Patienten berechnen (zum Beispiel PCXMC [2]).

Material und Methode

Für 5 Standarduntersuchungsprotokolle (Thorax lat., Thorax pa, LWS lat., LWS ap, Beckenübersicht ap) wurden die Expositionsparameter für Patienten (kV, mAs) erhoben. Die Patienten wurden in 6 je 10 kg weite Gewichtgruppen eingeteilt (von 45-55, Gruppe 1, bis 95-105 kg, Gruppe 6). Innerhalb dieser Gruppen wurde dann für das mittlere Gewicht und die mittlere Größe die effektive Dosis bestimmt. Die Ergebnisse der Berechnung der effektiven Dosen für die „Standardgruppe“ (65 bis 75 kg Körpergewicht, mittlere Größe 169 cm) wurden mit den mittels NRPB-R262 [3] berechneten Werten verglichen.

Ergebnis

Wie erwartet, zeigt sich bei allen Untersuchungen eine deutliche Zunahme der Eingangsdosis mit zunehmendem Gewicht / zunehmender Größe des Patienten. Die effektive Dosis ist bei Lungenaufnahmen pa in Hartstrahltechnik allerdings für alle hier untersuchten Gewichtgruppen relativ unabhängig davon. Bei den seitlichen Lungenaufnahmen zeigt sich ein wesentlich geringerer Anstieg der effektiven Dosis als der Eingangsdosis. Bei anderen Aufnahmen, wie etwa Beckenübersicht, ergibt sich ein prozentuell fast identes Ansteigen der Effektiv- mit der Eingangsdosis. Bei LWS Aufnahmen zeigt sich ein differenzierteres Bild. Die bestimmten Konversionsfaktoren von Eingangsdosis zu effektiver Dosis für Standardpatienten liegen höher (3 bis 42%) als die mittels NRPB Daten berechneten. Dies lässt sich dadurch erklären, dass die verwendeten Feldgrößen bei den NRPB Berechnungen kleiner angenommen sind.

Diskussion

Bei unterschiedlicher Patientenkonstitution ändert sich die relative Organdosis der strahlensensitiven Organe bei Röntgenuntersuchungen. Es ist daher interessant, effektive Dosen nicht nur für „Standardpatienten“ zu berechnen. Dies ist insbesondere bei Verwendung digitaler Modalitäten (Speicherfolie, Flachdetektoren) wichtig, da hier oft nicht auf idente Detektoreingangsdosis belichtet wird. In der Praxis lässt sich eine Abschätzung der Patientendosis für „Nicht-Standard-Patienten“ zum Beispiel durch größen- und BMI- (Body-Mass-Index) anhängige Konversionsfaktoren realisieren.

Literatur

- [1] ICRP 60 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60; Pergamon Press, Oxford 1991
- [2] Tapiovaara M, Lakkisto M And Servomaa A 1997, PCXMC: A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations, report STUK-A139, (Helsinki: Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety).
- [3] NRPB-R262 1994 Estimation of Effective Dose in Diagnostic Radiology from Entrance Surface Dose and Dose-Area Product Measurement, National Radiological Protection Board, Chilton

ESD, organ and effective doses of patients who undertake Head CT Scan by different CT Scanners

S. Esmaili, M. Khalilpour
Mashhad, Iran

Introduction

CT was first introduced into clinical practice in 1972, and has since grown into one of the predominant diagnostic procedures. In recent years application of a wide variety of CT examinations in diagnostic radiology has been increased sharply. Due to the nature of CT procedures it is considered as a relatively high dose technique, which could deliver much higher doses to patients in comparison to conventional radiology. In a 1998 survey, the UK National Radiological Protection Board (NRPB) reported that 20% of the national collective dose from medical X-ray examinations was derived from CT-scans, although it represented only 2% in terms of the total number of such examinations.

Material and Method

In this work we have estimated patient dose arising from CT examination of brain in four hospitals in Mashhad. Organ and effective doses were estimated for 123 patients who underwent CT examination of brain. "ImPACT" version 0.99w was used to estimate organ and effective dose. ESD of same patients were measured by TLD-100.

Brain examinations were performed with fixed kV, mA and T (slice thickness) for each scanner. The CT Scanners investigated in this study were GE HiLight, Siemens Somatom AR-T, Somatom Balance and Shimadzu SCT.

Result

Summary of our findings are as follows:

Application of "ImPACT" software enabled us to compute Bone marrow (red), Brain, Thyroid and effective doses of all patients. Patients who were scanned by Siemens Somatom AR-T, received maximum organ dose (brain) equal to 25.64 mGy and minimum organ dose equal to 0.21 mGy was delivered to thyroid of patients who were scanned by GE HiLight Scanner. Our average effective dose (0.54 ± 0.02 mSv) is smaller than the corresponding value (0.75 ± 0.03 mSv) obtained by Peter F. Caracappa (M.Sc dissertation submitted to the Faculty of Rensselaer Polytechnic Institute, Troy, New York April 2004).

Scanning by Siemens Somatom AR-T, gave rise to maximum ESD (equal to 16.22 mGy). On the other hand minimum ESD (5.51 mGy) was achieved when patients were scanned by GE HiLight machine.

Discussion

ESD values and organ doses acquired in this work by two different methods, TLD measurement and computing by "ImPACT" software; are in good agreement and this is an indication of the accuracy and validity of both sets of results.

Technologische Neuentwicklungen bei Bildwiedergabesystemen unter Beachtung der Qualitätsanforderungen filmloser diagnostischer Verfahren

H. Nowak

BARCO n.v. - BarcoView Medical Imaging Systems, Kennedypark 35, B-8500 Kortrijk, Belgien
mail: horst.nowak@barco.com

Einleitung

Einführung in neue technologische Entwicklungen bei Bildwiedergabesystemen. Erfahrungen bei der Qualitätssicherung unter Beachtung europäischer und nationaler Richtlinien.

Material und Methode

- Innovationen zur Verbesserung der diagnostischen Performance bei Graustufen- und Farbdisplays
- Möglichkeiten zur Verbesserung der Produktivität bei Bildwiedergabesystemen, deren Qualitätssicherung und ergonomischer Faktoren
- Stand und Ausblick der Qualitätssicherung im radiologisch-medizinischen Umfeld

Ergebnis

Mit neuen Technologien, wie z.B. Verwendung neuartigen Backlights, automatische Einbeziehung der Umgebungsbedingungen, interne Uniformitätsregelung ergeben sich neue Möglichkeiten der Diagnostik bei Verbesserung des Workflow und der Ergonomie von Bildwiedergabesystemen. Neue Konzepte der Qualitätssicherung erhöhen die Transparenz und Effektivität der Akzeptanz- und Konstanzprüfung im medizinischen Umfeld.

Diskussion

Mit Anwendung neuer Technologien lassen sich entscheidende Fortschritte bei der Anwendung und Qualitätssicherung von Bildwiedergabesystemen erzielen.

Literatur

- [1] Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), Part 14: Grayscale Standard Display Function – NEMA 2003
- [2] VDIN6868-57: Feb 2001
- [3] Addendum on Digital Mammography, European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening, version1.0, Nov. 2003
- [4] Physical Model for the Contrast Sensitivity of the Human Eye, Barten P.G.J., Proceedings SPIE 1666, 57-72(1992)

Nucletron Oncentra – Ein neuartiges System zur Optimalen Prozessunterstützung in der Strahlentherapie

U. Lutz
Theranostic (Nucletron)

Einleitung

Mit Oncentra MasterPlan und Oncentra Information Management bietet Nucletron ein neuartiges und integriertes System zur optimierten Prozessunterstützung in der Strahlentherapie an. Kennzeichen des Systems sind eine einheitliche Bedienoberfläche (Portal) auf den PCs, und verteilte Anwendungen, die den einzelnen Anwendern aufgrund ihrer Zugriffsrechte individuell an den Arbeitsplätzen zur Verfügung stehen.

Oncentra MasterPlan

Oncentra MasterPlan unterstützt die Arbeitsabläufe in der Bestrahlungsplanung durch den Einsatz modularer Software (z.B. Konturierung, Planung, Plan-Auswertung auf unterschiedlichen PCs), wahlweise als arbeitsplatzgebundene Software oder als Fließlizenzen, d.h. auf verschiedenen Rechnern verfügbar. Die Kommunikationsschnittstellen des Systems sind komplett auf DICOM / DICOM RT Basis.

Für die Dosisberechnung stehen ein Pencil-beam und ein Collapsed Cone Convolution Algorithmus (Photonen) sowie ein Monte-Carlo Algorithmus (Elektronen) zur Verfügung.

IMRT Pläne können in Oncentra MasterPlan mit einem interaktiven Modul (Optimizer) erstellt werden.

Die Planevaluierung erlaubt neben der Darstellung und Gewichtung von Dosis auch eine Summierung von unterschiedlichen Plänen und bietet schnelle Verfahren zum Vergleich von Plänen.

Das System bietet direkte query/retrieve Funktionen zu und von Archiven, welche DICOM RT unterstützen

Ab Ende 2006 wird auch die Brachytherapieplanung als Modul in Oncentra MasterPlan verfügbar sein.

Oncentra Informationsmanagement

Oncentra Informationsmanagement ist ein Beschleuniger-Unabhängiges System zur Verwaltung aller anfallenden Daten in der Strahlentherapie. Das System besteht aus folgenden Komponenten, welche auch einzeln eingesetzt werden können, um bestehende Ausstattungen zu ergänzen:

Oncentra Record – ein universelles Record- und Verifikationssystem zur Ansteuerung von Linearbeschleunigern. Es werden alle gängigen Linactypen unterstützt

Oncentra Clinic – ein Terminplaner speziell für die Anforderungen der Strahlentherapie (Einzel-Ketten- und Protokolltermine)

Oncentra Patient – eine elektronische Patientenakte auf Formularbasis. Mit dieser Patientenakte werden neben der der Teletherapie auch Brachytherapiebehandlungen dokumentiert

Oncentra DICOM Archiv zur Archivierung und Verwaltung aller in der Strahlentherapie anfallenden Daten im DICOM / DICOM RT Format. Es werden auch Daten in anderen Formaten (z.B. .bmp, .jpg etc..) gespeichert und mit Hilfe der elektronischen Patientenakte, dem Patienten zugeordnet dargestellt. Die Kommunikation mit der sonstigen IT-Welt eines Krankenhauses erfolgt über Standard Protokolle, z.B. HL7 oder DICOM

New Planning Techniques with CMS

G. Meedt

CMS GmbH, Sundgaullee 25, D-79114 Freiburg

mail: gustav.meedt@cmsrtp.com

Introduction

CMS being an independent provider of therapy planning software has been working more than 25 years on tools facilitating premium class radiotherapy for cancer patients. In recent years the development of Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT) as a tool for shaping dose distributions closely to malignant tissue posed the need for sophisticated software for comprehensive radiotherapy planning. The required complex optimisation of fluence distributions (photons or protons) can in principle include physical specifications of the accelerator, beam characteristics and patient geometry as well as biological properties of treated tissue and the overall clinical outcome.

Material and Method

CMS presents a complete IMRT-planning suite utilising constrained dose optimisation based on biological objective functions and constraints, the optimisation of step&shoot segments (shapes and weights) and an integrated calculation of dose using Monte Carlo methods. The complex planning process applying constrained optimisation is assisted by sensitivity tools describing each constraints' influence on the objective function at the individual optimum.

The dose distributions achieved by IMRT methods can only be surpassed by the use of different beam modalities like proton beams because of their advantageous depth dose properties.

CMS has combined both advantages, of IMRT and proton therapy, and presents an Intensity Modulated Proton Therapy planning-module within its established planning software XiO which will be in clinical use at the Rinecker Proton Therapy Center in Munich early this year.

Result

The intuitive approach of constrained optimisation gives new potential and a better understanding on the planning of IMRT fields. The software was developed and is currently in clinical use at the UKT in Tübingen.

The principles of the planning process will be shown.

The first results of real IMPT planning are promising and have the high potential of achieving more conform treatments than even utilising passive scattering methods for proton planning.

CMS will present first examples.

Summary and Conclusion

IMRT as well as IMPT can shape dose closer to target volumes, yet the advantages of these techniques could be compromised by an insufficient definition of the target and its movement within the patient. This leads to the requirements of improved image based radiotherapy planning which will be addressed in near future projects by CMS.

AlignRT: Lagerungskontrolle präzise und einfach

S. Kaufhold
Conmedica GmbH, Heidelberg
mail: s.kaufhold@conmedica.com

Einführung

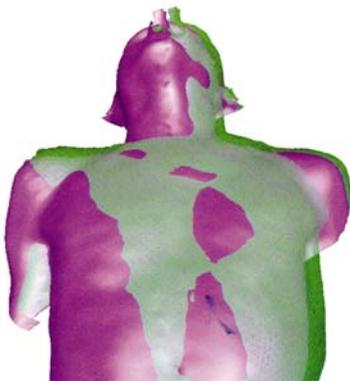
Die exakte Patientenlagerung stellt für fraktionierte Strahlentherapie nach wie vor ein großes Problem dar. Durch die hoch konformalen Bestrahlungstechniken, insbesondere die IMRT werden die Anforderungen an eine genaue Reproduzierbarkeit der Patientenlagerung weiter erhöht. Mit AlignRT wurde ein System entwickelt, das ohne die Verwendung von Markern und zusätzlicher Strahlenbelastung eine genaue Lagerungskontrolle ermöglicht.

Material und Methode

Durch ein neues stereoskopisches Aufnahmesystem, bestehend aus zwei an der Raumdecke montierte kombinierte Projektor- und Kameraeinheiten, lässt sich die 3D Kontur der Patienten sekundenschnell erfassen. Abweichungen von der Sollposition werden intuitiv dargestellt und ermöglichen eine Korrektur der Lagerung entweder manuell oder durch direkte Übertragung des Korrekturvektors an die Tischsteuerung. Durch die schnelle Bildrekonstruktion ist AlignRT ebenfalls für die Steuerung von atemgetriggerten Bestrahlungen geeignet.

Ergebnis

Mit dem AlignRT System lassen sich Patientenoberflächen mit einer Genauigkeit von 1 mm bis zu einer Länge von 1,2 m erfassen. Korrekturen der Patientenlagerung können manuell mit direkter visueller Kontrolle oder durch Übertragung der vom System berechneten Korrekturvektoren an die Tischsteuerung durchgeführt werden. Derzeit wird AlignRT u.a. für die Lagerungskontrolle bei Mamma-Bestrahlungen und rahmenlosen intrakraniellen stereotaktischen Bestrahlungen eingesetzt. Entsprechende Veröffentlichungen sind in Vorbereitung.



LIAC – Ein leichter Beschleuniger für die intraoperative Strahlentherapie

S. Kaufhold
Conmedica GmbH, Heidelberg
mail: s.kaufhold@conmedica.com

Einführung

Die intraoperative Strahlentherapie (IORT) wird seit ca. 20 Jahren wegen theoretischer und biologischer Vorteile zunehmend mehr für die Behandlung von Tumorpatienten, in jüngster Zeit insbesondere für Teilbrustbestrahlungen, eingesetzt. Ein Nachteil war bisher der notwendige Transport des Patienten während der Operation in Narkose in die Strahlentherapieabteilung beziehungsweise die kostenaufwendige Errichtung eines für die IORT geeigneten Bestrahlungsbunkers. Mit dem mobilen Elektronenbeschleuniger LIAC besteht die Möglichkeit, die IORT im Operationssaal durchzuführen. Es wird somit ein breiter Einsatz der Methode ermöglicht.

Material und Methode

LIAC ist ein mobiler Beschleuniger für die intraoperative Strahlentherapie mit Elektronen. Durch sein breites Energiespektrum von 4 bis 12 MeV, seine große Beweglichkeit und die Vielzahl der zur Verfügung stehenden Tuben (30-100mm Durchmesser) ist er sowohl für die intraoperative Mamma-Bestrahlung als auch für andere Indikationen hervorragend geeignet. Basierend auf den Erfahrungen mit dem Vorgängermodell Novac7 wurden das Gewicht und die Abmessungen verringert als auch die Handhabung und Zuverlässigkeit weiter verbessert. Durch den Einsatz eines beweglichen Strahlabsorbers, der unter dem OP-Tisch in Strahlrichtung positioniert wird, reduzieren sich die Anforderungen an den baulichen Strahlenschutz auf ein Minimum.

Ergebnis

Der LIAC wird seit zwei Jahren unter anderem am IEO in Mailand (Prof. Veronesi) vor allem für die intraoperative Mamma-Bestrahlung eingesetzt. Der Bestrahlungsvorgang lässt sich in ca. 10 Minuten durchführen, wobei ca. 5 Minuten für das Andocken der Elektronentuben und 3-5 Minuten für die eigentliche Bestrahlung (abhängig von der Dosis, 10-20Gy) benötigt werden. Bislang wurden über 300 IORT's mit dem LIAC ohne technische Probleme durchgeführt.



Literatur

- [1] Orecchia et. al. : Intraoperative Electrons, Seminars in Radiation Oncology 2004, Apr; 15(2): 76-83
- [2] Martino et. Al: Ion recombination correction for very high dose-per-pulse high-energy electron beams, Med.Phys.32(7), July 2005

Neue Trends und Techniken bei IMRT und IGRT

E. Hensler
Elekta GmbH, Kloostergasse 4, A-6020 Innsbruck
mail: emil.hensler@elekta.com

Einführung

Mit der Einführung der bildgestützten Strahlentherapie (Image Guided Radiotherapy, IGRT) wurde dem Strahlentherapeuten nicht nur ein modernes Werkzeug für die exakte Lagerungskontrolle des Patienten zur Verfügung gestellt, sondern es zeigt sich, dass damit auch eine Verlaufskontrolle des Patienten während der Behandlung am Linearbeschleuniger ermöglicht wird. Dies eröffnet neue Möglichkeiten für die Strahlentherapie und vor allem eine konsequente Weiterentwicklung der Präzisionstechniken im Rahmen der Intensitätsmodulierten Radiotherapie (IMRT) [1].

Material und Methode

Erste Ansätze der bildgestützten Radiotherapie basierten auf den Portal Imaging Systemen (z.B. mittels Detektierung knöcherner Strukturen oder von implantierten Markern) und sind auch bis heute im Einsatz. Die technische Umsetzung der IGRT am Linearbeschleuniger mit online X-ray Volumetric Imaging (XVI) erfolgte erstmals an einem Elekta Linearbeschleuniger basierend auf einem fluoroskopischen Bilddetektor Mitte der neunziger Jahre. Aber erst die Verfügbarkeit von aSi-Detektoren mit hoher Auflösung hat diese Technologie in die klinische Routine gebracht [2], [3].

Ergebnis

Die klinischen Anwendungen der IGRT reichen von einer präzisen Überwachung der Positionierung des Patienten am Lagerungstisch des Linearbeschleunigers mit der Möglichkeit einer Online-Repositionierung in 6 Freiheitsgraden (3 Translationen und 3 Rotationen) über einen Hexapod-Tischauflauf bis hin zur Kontrolle der Response des Tumors auf die Bestrahlung und entsprechender Anpassung des Zielvolumens im Rahmen der Adaptiven Radiotherapie (ART). Organbewegungen z. B. infolge der Atemexkursion können überwacht und die Bestrahlungstechnik hinsichtlich Zielvolumen und Risikoorganen angepasst werden [4]. Inter- und Intrafraktionelle bildgestützte Überwachung wird innerhalb des 4D-Cone-Beam-CT unterstützt. IMRT wird dadurch zum Schlüssel für eine hochkonformale Präzisionsbestrahlung unter bildgestützter Verlaufskontrolle und die Weiterentwicklung der IMRT-Techniken wie z.B. die Intensity Modulated Arc Therapy (IMAT) geben dem Medizinphysiker und Strahlentherapeuten zusätzliche Werkzeuge für eine optimale Behandlung des Patienten.

Diskussion

Die neuen Entwicklungen bei IGRT und IMRT sind äusserst vielversprechend für die Verbesserung der Qualität der Strahlenbehandlung und stellen damit sowohl den Medizinphysiker als auch den Strahlentherapeuten vor neue Herausforderungen, vor allem für die Planung des gesamten Therapieprozesses als auch für die begleitende Qualitätssicherung.

Literatur

- [1] Mc Bain, C.A. et al.: X-Ray Volumetric Imaging in Image Guided Radiotherapy : The New Standard in On-Treatment Imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006; 64, 625-634.
- [2] Jaffray, D.A. et al.: Calibration and targeting performance of a cone-beam computed tomography guidance system for radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002; 54, 334-335.
- [3] Letourneau D. et al.: Cone-beam-CT guided radiation therapy: technical implementation. *Radiother Oncol* 2005; 75, 279-286.
- [4] Sonke J.J. et al.: Respiratory correlated cone beam CT. *Med Phys* 2005; 32, 1176-1186.

Siemens Oncology Care Systems – the solution for Adaptive Radiation Therapy (ART)

A. Schefczik

Siemens AG Medical Solutions Oncology Care Systems, Erlangen

mail: achim.schefczik@siemens.com

Introduction

As the future of radiation therapy is being defined by the potential of evolving Adaptive Radiation Therapy (ART) technology, Siemens solutions are focused on closing the loop between prescribing, planning, and treating –thus adapting advanced therapy techniques to individual patient anatomy and physiology.

A goal of Siemens is to provide integrated ART solutions that extend beyond 3D imaging into the world of dose and time---solutions that can offer real-time adaptive feedback at the appropriate point during a pre-defined clinical workflow process.

Adaptive Radiation Therapy (ART)

To clearly describe our planned ART offerings, Siemens has defined a family of terms that identify our ART framework and ART “roadmap”---they are defined as follows:

Image Guided Radiation Therapy (IGRT), Volume Guided Radiation Therapy (VGRT), Structure Guided Radiation Therapy (SGRT), Dose Guided Radiation Therapy (DGRT) and Biologically Guided Radiation Therapy (BGRT).

Siemens uses the term **IGRT** to identify solutions that reference iconic 2D image information. Examples are MV port film, kV X-rays and fluoroscopy. Siemens provides a wide-range of image processing tools to enable patient offset determination calculations based on 2D image information.

When the patient data collected is a 3D image data set we term the solution **VGRT**. This is relevant to CT, Cone beam and 3D ultrasound solutions. As an example Siemens is presently introducing our Mega-Voltage cone beam solution.

The Mega-voltage cone beam solution enables a user to image and treat with the same beam-- and features excellent image quality with minimal dose to the patient. A superior feature of MV volumetric imaging is the ability to image a patient even in the presence of metallic objects (such as hip prosthesis), with minimal artefacts in the resultant reconstructed volume. The fully integrated process of acquisition, reconstruction and offset determination is typically accomplished in less than <3 minutes.

Decision support mechanisms such as **SGRT** look beyond tumour position--also accounting for changes to shape of a tumour and to surrounding organs at risk. SGRT techniques can lead to smaller margin being utilized and to volumetric image structures acting as a trigger mechanism to determine when the tumour has moved outside the planned contours.

The term **DGRT** is an additional opportunity to confirm or adjust the dose volume relationship that is uniquely linked to the planned prescription. The “entrance” and “exit” dose information can be measured with aSi flat panel detectors. At ASTRO SIEMENS introduced “ARTISTE” the latest technology in Adaptive Radiation Therapy.

The ARTISTE linear accelerator is the 1st to offer In-Line technology for “on-linac” kV cone beam imaging. ARTISTE also offers on-board MV cone-beam imaging and ultimately dose guidance to meet the evolving trends in Adaptive Therapy.

By developing solutions with our other medical divisions such as our MR and Molecular Imaging groups, the oncology division of Siemens is also working to expand the vision of ART by integrating **BGRT** into the radiotherapy world and thus into the Adaptive Therapy process.

DART - Dynamic Adaptive Radio Therapy™

R. Stähelin

Varian Medical Systems International AG, Zug, Switzerland

mail: rolf.staehelin@varian.com

Einleitung

Mit der Einführung der bildgeführten Radiotherapie erhalten Strahlentherapeutinnen und Strahlentherapeuten erstmals verschiedene automatisierte Werkzeuge, die verordnete Therapie während des gesamten Verlauf für jeden Patienten individuell anzupassen und damit die sogenannte adaptive Strahlentherapie klinisch umzusetzen.

Die Dynamic Adaptive Radio Therapy™ (DART™) Initiative von Varian ist die konsequente und einzigartige Integration aller Prozessschritte und aller Techniken in der modernen Strahlentherapie. Dies beinhaltet die Bildgebung für die Therapie (CT/MRI/PET), Simulation und Bestrahlungsplanung, die hochauflösende, dynamische IMRT (Intensitätsmodulierte Radiotherapie), die bildgeführte Strahlentherapie (Dynamic Targeting™ IGRT) in Kombination mit der Atemtriggerung, die Qualitätssicherung für den Patienten und die Geräte, usw. Alle Komponenten werden durch das neue ARIA™ Onkologie Information System nahtlos integriert. Die problemlose Einbindung von Komponenten und Anwendungen von Drittherstellern wird durch Standardschnittstellen wie DICOM RT und HL7 sichergestellt.

Material und Methode

In DART unterscheiden wir verschiedene Ansätze für die adaptive Therapie

Offline DART – Anpassungen und Veränderungen des Therapiekonzepts zwischen den einzelnen Fraktionen

Online DART – Korrektur der Patientenlagerung und eventuelle Anpassung des Therapieplanes vor der Bestrahlung

Realtime DART – Berücksichtigung von Organbewegungen während der Bestrahlung
Schlüsselkomponenten für die erfolgreiche Umsetzung von DART sind die Bestrahlungsplanung mit neusten Werkzeugen (wie z.B. die automatische Segmentierung und die deformierbare Bildregistrierung) und natürlich der On-Board Imager™ am Linearbeschleuniger. Der On-Board Imager offeriert dabei verschiedene Modi für die Bildgebung: (1) radiographische kV und MV Bilder für die Patientenlagerungskorrektur, (2) fluoroskopische kV Bilder für Atemtriggerung und die Verfolgung von Organbewegungen, (3) volumetrische kV Cone Beam CT Bilder für die 3D Patientenlagerungskorrektur und Therapieplanadaption sowie (4) die bildbasierte Marker Seed Erkennung und Patientenlagerungskorrektur.

Ergebnis

IGRT hat sich innerhalb kürzester Zeit klinisch etabliert. Heute stehen bereits über hundert Varian On-Board Imager Systeme im täglichen Einsatz. Wichtig für eine erfolgreiche Implementation jeder neuen Technologie ist dabei ein möglichst hoher Grad an Automatisierung. Die Varian DART Initiative erlaubt bereits heute die praktikable klinische Implementierung der adaptiven Strahlentherapie.

Autorenindex

| | | | |
|------------------------|--------------------|-----------------------|------------|
| Aigner, R. | 17 | König, F. | 18 |
| Albers, D. | 23 | Krause, T. | 38 |
| Bammer, H. | 17 | Kuntner, C. | 34 |
| Berger, D. | 25 | Kunz, G. | 24 |
| Bergmann, H. | 18, 20, 42 | Kuska, J.-P. | 32 |
| Besserer, J. | 26 | Lehmann, D. | 33 |
| Billinger, J. | 42 | Leitha, T. | 18 |
| Bisail, B. | 17 | Löffler, M. | 32 |
| Bogner, J. | 21, 41 | Lutz, U. | 46 |
| Braumann, U.-D. | 32 | Mandl, H. | 35 |
| Brink, C. | 23 | Meedt, G. | 47 |
| Clivio, A. | 22, 23 | Miner, G. | 20 |
| Corminboeuf, F. | 38 | Nicoletti, R. | 17 |
| Cozzi, L. | 22, 23 | Nicolini, G. | 22, 23 |
| Crescenti, R. A. | 27 | Nowak, H. | 45 |
| Davis, J. B. | 24 | Nowotny, R. | 42 |
| Dieckmann, K. | 21 | Oechs, K. | 30 |
| Dimopoulos, J. | 25 | Pemler, P. | 26 |
| Eininkel, J. | 32 | Poljanc, K. | 18, 41, 42 |
| Esmaili, S. | 43 | Pötter, R. | 25 |
| Fogliata, A. | 22, 23 | Puhl, M. | 18 |
| Fotina, I. | 41 | Raith, M. | 20 |
| Fritzsche, H. | 39 | Roser, H. W. | 36 |
| Fuß, M. | 29 | Roth, J. | 28 |
| Georg, D. | 21, 25, 29, 31, 41 | Schaffarich, P. | 20 |
| Georg, P. | 25 | Schefczik, A. | 51 |
| Gianolini, S. | 27 | Scheib, S. G. | 27 |
| Hensler, E. | 50 | Schiefer, H. | 28 |
| Hillbrand, E. | 39 | Schmidt, W. | 33 |
| Hillbrand, M. | 21 | Schneider, U. | 26 |
| Höckel, M. | 32 | Schuster, S. | 27 |
| Hofmann, M. | 38 | Seelentag, W. W. | 28 |
| Holzmannhofer, J. | 19 | Stähelin, R. | 52 |
| Homolka, P. | 42 | Staudenherz, A. | 37 |
| Horn, L.-C. | 32 | Stemberger, A. | 37 |
| Kainberger, F. | 42 | Sturtewagen, E. | 29 |
| Kaufhold, S. | 48, 49 | Vanetti, E. | 22, 23 |
| Kessler, H. | 39 | Wanek, T. | 34 |
| Khalilpour, M. | 43 | Weitzel, T. | 38 |
| Kirisits, C. | 25 | Winkler, P. | 30 |
| Knoos, T. | 23 | Wolff, U. | 31 |
| Kollmann, C. | 33 | | |