

ST 9 PET und CT

Zeit: Dienstag 14:30–16:00

Raum: D

Hauptvortrag

ST 9.1 Di 14:30 D

Multi-modale Bildfusion in der onkologischen Therapie —
•THOMAS BEYER — thomas.beyer@uni-essen.de

Anatomische und funktionelle Bildinformation (z.B. CT und PET) kann durch retrospektive Bildregistrierung oder prospektive multi-modale Bildgebung (z.B. PET/CT) fusioniert werden. In den fusionierten Bildern können funktionelle bzw. metabolische Aspekte direkt anatomisch lokalisiert und deren räumliche Ausdehnung bestimmt werden. Die Kombination komplementärer Bildgebungstechniken in einem Gerät bietet gegenüber der retrospektiven Registrierung separater Untersuchungen eine Anzahl von Vorteilen, die insbesondere in der onkologischen Diagnostik, Therapieplanung und *verlaufskontrolle zum Tragen kommen. In diesem Beitrag werden die folgenden Punkte thematisiert: 1, Vorteile einer Hardwarefusion gegenüber Softwarefusion in der klinischen Onkologie 2, Anatomisch-basierte Schwächungskorrektur als integraler Bestandteil einer Hardwarekombination aus PET bzw. SPECT und CT 3, Bildgebung mit alternativen Tracern zur biologischen Tumorarealbestimmung (z.B. selektive Stoffwechselprozesse, Hypoxie) 4, Neue Ansätze zur Darstellung fusionierter Bilddaten 5, Technologische Implementierung der PET/CT in die Bestrahlungsplanung 6, Neue Ansätze zur longitudinalen Verlaufskontrolle mit multi-modaler Bildgebung

Hauptvortrag

ST 9.2 Di 14:50 D

Molecular Radiation Treatment Planning (MRTP) using receptor PET/CT - implications for radiopeptide therapy —

•RICHARD P. BAUM and CHRISTIANE WEHRMANN — Zentralklinik Bad Berka, Dept. of Nuclear Medicine, Center for P.E.T., 99437 Bad Berka, Germany

Peptide receptor radionuclide therapy (PRRT) is used in our department since 6 years (approx. 750 applications) for the treatment of patients with metastatic neuroendocrine tumors. We introduced Ga-68 DOTA-NOC PET/CT for defining the receptor status of these patients in July 2004 and have performed over 800 receptor PET/CT studies before and after therapy up to now. Of all known peptides, the somatostatin analogue DOTA-NOC shows in vitro the highest affinity to somatostatin receptors (sstr) 3 and 5. Using PET/CT and the Ga-68 labeled octapeptide DOTA-NOC, standardized uptake values (SUV) of the tumor as well as the molecular tumor volume (MTV) can be calculated. The molecular tumor index (MTI) is defined as the product of SUV x MTV. SUV and MTI can be used to measure tumor response after peptide receptor therapy. Using a prospective database, we are now able to calculate the relation between tumor doses achieved during PRRT (using the Lu-177 or Y-90 labeled peptides) and the relation to the molecular tumor index (MTI) as obtained by receptor PET/CT before the treatment. In future, we are planning to perform full pre-therapeutic organ and tumor dosimetry using receptor PET/CT and longer lived positron emitters (e.g. Sc-44 Y-86 or Cu-64) coupled to the peptides used for therapy.

ST 9.3 Di 15:10 D

New developments in detectors for in-beam PET —•P. CRESPO¹, T. BARTHEL², M. KAPUSTA³, K. HEIDEL¹, M. MOSZYŃSKI⁴, J. PAWELKE¹, and W. ENGHARDT^{1,5} —
¹Forschungszentrum Rossendorf, Institute of Nuclear and Hadron Physics, Dresden, Germany — ²Klinikum Chemnitz gGmbH, Klinik für Radioonkologie, Chemnitz, Germany — ³Gamma Medica-Ideas, Fornebu, Norway — ⁴Soltan Institute for Nuclear Studies, Otwock-Swierk, Poland — ⁵Zentrum für Innovationskompetenz, ZIK OncoRay, Dresden, Germany

State-of-the-art technology has outperformed the efficiency of the positron emission tomograph installed at the Gesellschaft für Schwerionenforschung for monitoring, in-beam, ion radiation therapy. In addition, the special requirements of in-beam PET have been better understood. We explain these special requisites and present dedicated in-beam PET readout solutions, either tested in-beam or under development. Experimental results obtained with two multi-pixel, gamma-ray detectors consisting of lutetium oxyorthosilicate (LSO) coupled to avalanche photodiode arrays (APDA) show that this detector provides a good solution for improved, next-generation in-beam PET scanners. Nevertheless, we extrapolate recent detector and scintillator developments, enabling sub-nanosecond coincidence time resolution (τ), onto a possible in-beam time-of-flight (TOF) PET scanner. We show that $\tau < 200$ ps full width

at half maximum allows: (1) images to be shown to the radiooncologist in real-time, (2) artifact-free images to be obtained from dual-head tomographs, (3) an absolute quantification of image intensity and (4) to obtain optimum PET images corrected from biological washout mechanisms.

ST 9.4 Di 15:20 D

In-beam PET für die Qualitätssicherung der Ionentherapie - Möglichkeiten und Grenzen — •WOLFGANG ENGHARDT¹, PAULO CRESPO², FINE FIEDLER², DANIELA MÖCKEL², JÖRG PAWELKE² und GEORGY SHAKIRIN² — ¹TU Dresden, Medizinische Fakultät — ²FZ Rossendorf, Dresden, Institut für Kern- und Hadronenphysik

Bei der Radiotherapie von Tumoren erlauben Ionenstrahlen auf Grund ihrer physikalischen und biologischen Eigenschaften ein höheres Maß an Präzision und Wirksamkeit als die konventionellen Strahlenmodalitäten, Photonen und Elektronen. Ein in-situ Monitoring der Dosisapplikation ist deshalb für die Qualitätssicherung der Ionentherapie im hohen Maße wünschenswert. Das einzige gegenwärtig bekannte, dafür geeignete Verfahren ist die in-beam Positronen Emissions Tomographie (PET). Dabei werden während der Tumorbestrahlung Annihilationsereignisse registriert, die in Folge des Zerfalls von Positronenemittern auftreten, welche durch nukleare Wechselwirkung zwischen den Projektilen des Therapiestrahls und den Atomkernen des Gewebes erzeugt werden. In die experimentelle Ionentherapie-Anlage an der Gesellschaft für Schwerionenforschung Darmstadt wurde ein in-beam PET-Scanner integriert und die Methode erstmalig klinisch angewendet. An dieser Anlage wurden seit 1997 etwa 300 Patienten, vornehmlich mit strahlenresistenten Tumoren in komplizierten anatomischen Positionen im Kopf-Hals-Bereich, mit Kohlenstoff-Ionenstrahlen behandelt. Alle Bestrahlungen wurden mit Hilfe von in-beam PET kontrolliert. Die nunmehr vorliegenden Erfahrungen erlauben gesicherte Aussagen zum Potenzial der in-beam PET für die Qualitätssicherung der Ionentherapie.

ST 9.5 Di 15:30 D

Der Washout der Positronenemitter bei in-beam PET —•FINE FIEDLER¹, MARLEN SELLESK² und WOLFGANG ENGHARDT³ — ¹Institut für Kern- und Hadronenphysik, FZ Rossendorf — ²TU Bergakademie Freiberg — ³Medizinische Fakultät, TU Dresden

In-beam PET wird am experimentellen Schwerionentherapieplatz an der Gesellschaft für Schwerionenforschung (GSI) Darmstadt bereits erfolgreich eingesetzt. Durch Vergleich der simulierten Positronenemitterverteilung mit der gemessenen sind Aussagen zur Reichweite des Kohlenstoffstrahls möglich, es können anatomische Veränderungen detektiert werden und die Feldlage kann beurteilt werden. In der Simulation werden alle Prozesse von der Erzeugung der Positronenemitter bis zum Nachweis der Photonen im Detektor behandelt. Im lebenden Gewebe jedoch nehmen die Positronenemitter an metabolischen Vorgängen teil. Es kommt zum Transport und der Annihilationsort kann vom Erzeugungsort verschieden sein. Durch Auswertung von Messungen an Patienten kann eine effektive Halbwertszeit bestimmt werden, die sich aus der physikalischen und der biologischen Halbwertszeit zusammensetzt. Die physikalische Halbwertszeit wird nur durch die Stöchiometrie des Gewebes und die Bestrahlungsdauer determiniert. Die biologische Halbwertszeit unterliegt dagegen vielfältigen Einflüssen, die in der vorliegenden Arbeit untersucht wurden. Die Berücksichtigung der effektiven Halbwertszeiten verbessert die Simulation.

ST 9.6 Di 15:40 D

Erste Experimente zu in-beam PET mit harter Photonenstrahlung — •DANIELA MÖCKEL¹, JÖRG PAWELKE¹, MARIAN SOMMER², EDMUND WILL³ und WOLFGANG ENGHARDT⁴ — ¹Institut für Kern- und Hadronenphysik, Forschungszentrum Rossendorf — ²Institut für Kern- und Teilchenphysik, TU Dresden — ³Institut für Bioorganische und Radiopharmazeutische Chemie, Forschungszentrum Rossendorf — ⁴Medizinische Fakultät, TU Dresden

In-beam PET als eine Möglichkeit zur Qualitätssicherung für die Bestrahlung hat sich bereits in der Therapie mit Schwerionen bewährt. Da die Strahlentherapie mit Photonenstrahlung auch auf Photonen hoher Energien (größer 20 MeV) ausgeweitet wird, könnte in-beam PET dabei eingesetzt werden. Erste Experimente dazu wurden am Beschleuniger ELBE im Forschungszentrum Rossendorf durchgeführt. Durch Auftreffen der Elektronen ($I = 80 \mu\text{A}$) auf ein Aluminium-Target wurde Bremsstrahlung erzeugt und sowohl homogene PMMA-, als auch inho-

homogene gewebeäquivalente Phantome bestrahlt. Nach Ende der Bestrahlung wurde die Verteilung der im Phantom erzeugten Positronenemitter in einem PET-Scanner (Siemens ECAT EXACT HR+) ausgemessen. Die im Phantom applizierte Dosis wurde mittels optisch stimulierter Lumineszenzdosimeter (BeO) ermittelt. In insgesamt 16 Experimenten konnten die Abhängigkeiten der erzeugten Aktivität von der Elektronenenergie ($E = 21 \dots 34$ MeV), der Dosis ($D = 1 \dots 10$ Gy), der Kollimation des Photonenstrahls, sowie des Phantommaterials untersucht werden. Die Experimente und die Ergebnisse für Produktionsrate und dosisbezogene Aktivitätskonzentration werden vorgestellt.

ST 9.7 Di 15:50 D

Aufbau eines Versuchsplatzes für die Positronen-Emissions-Tomographie (PET) — •THOMAS WÜRSCHIG¹ und PROF. DR. WOLFGANG ENGHARDT² — ¹Forschungszentrum Rossendorf e.V. , Postfach 510119, 01314 Dresden, Germany — ²Technische Universität Dresden , Universitätsklinikum C.G. Carus, ZIK OncoRay, Fetscherstr. 74, PF 58 , 01307 Dresden, Germany

Es wird ein PET-Scanner vorgestellt, der im Rahmen einer Diplomarbeit realisiert wurde und für die Ausbildung von Studenten eingesetzt werden soll. Ziel ist die anschauliche Vermittlung der Grundlagen der PET.

Zur Messung werden zwei Blockdetektoren (ECAT EXACT) verwendet. Diese können sowohl linear bewegt wie auch um den Mittelpunkt der Projektionsebene gedreht werden. Die Intensitätsprofile werden für alle Projektionswinkel durch eine kontinuierliche Datenerfassung während der linearen Verfahrensbewegung gemessen. Nach jeder Linearbewegung werden die aktualisierten Darstellungen der Projektion, des Sinogramms sowie der gefilterten und ungefilterten Rückprojektion aus den bereits vorliegenden Daten auf dem Bildschirm ausgegeben. Damit kann der Aufbau des rekonstruierten Bildes mit dem Verfahren der gefilterten Rückprojektion während der Messung mitverfolgt werden.

Die technische Realisierung der wesentlichen Funktionseinheiten des Ausbildungsscanners (Detektorbewegungssystem, Signalverarbeitung, Datenerfassung und tomographische Rekonstruktion) werden erläutert, Messergebnisse zu wesentlichen, die Bildqualität bestimmenden Parametern sowie erste Ergebnisse der Bildgebung vorgestellt.