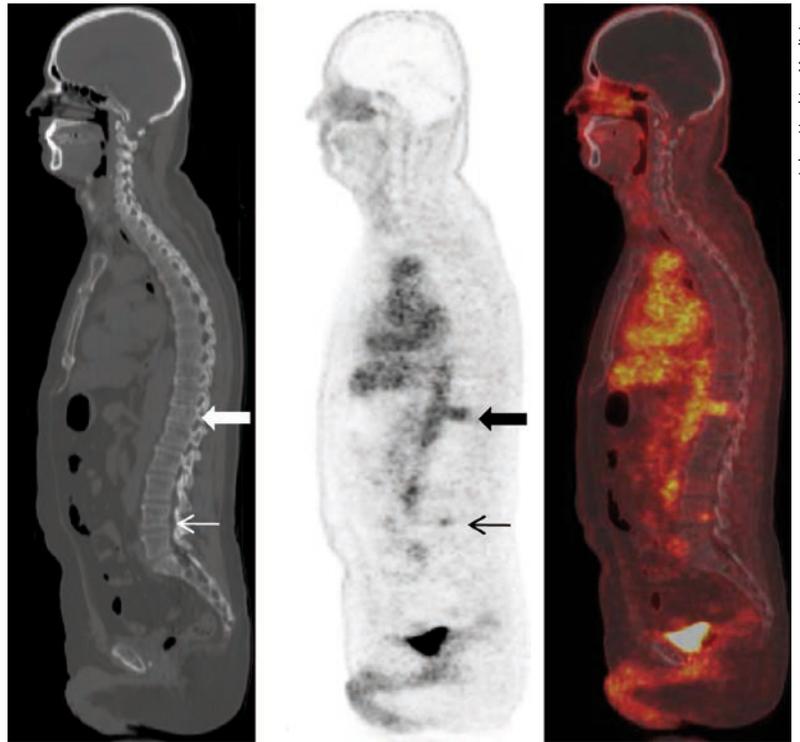


■ Blick in den Körper

Die Positronen-Emissions-Tomographie nutzt die Strahlung der Paarvernichtung, um Vorgänge im Körper zu visualisieren.

Moderne bildgebende Verfahren in der Diagnose und Therapie von Tumoren tragen maßgeblich dazu bei, dass sich viele Krebserkrankungen inzwischen früher erkennen und zuverlässiger beurteilen lassen. Seit Ende der 90er-Jahre kommt dabei auch die Positronen-Emissions-Tomographie (PET) im klinischen Alltag zur Anwendung. Sie macht Stoffwechselfvorgänge im Körper dreidimensional mit einer Auflösung von wenigen Millimetern sichtbar und ergänzt die Computer- (CT) und die Magnetresonanztomographie (MRT).^{+) Diese bilden – anders als die PET – primär die Struktur von Organen dreidimensional ab, nicht den Stoffwechsel. Aufgrund dieser komplementären Eigenschaften kommen im klinischen Alltag meist Kombigeräte zum Einsatz. Die PET-Aufnahmen liefern die funktionale Information, die CT- bzw. die MRT-Bilder die Ortsinformation.}

Für die PET ist ein Tracer erforderlich, der mit einem Radionuklid markiert wird. Als Tracer dient meistens Fluor-Desoxy-Glukose, bei welcher der Positronenstrahler ^{18}F eine Hydroxylgruppe des leicht modifizierten Traubenzuckers ersetzt. Das Radionuklid ^{18}F hat eine Halbwertszeit von knapp 110 Minuten. Die so präparierte Glukose bekommt der Patient angepasst an Körpergröße und Gewicht injiziert. Im Körper nehmen die Zellen den Tracer auf, um ihren Energiebedarf zu decken. Dies geschieht stärker in bösartigen Zellen als in gesunden, weil der Tumor einen erhöhten Stoffwechsel hat. Daher reichert sich der Tracer im Tumorgewebe an. Die vom Radionuklid emittierten Positronen werden im angrenzenden Gewebe abgebremst und annihilieren mit den dortigen Elektronen. Bei dieser Paarvernichtung entstehen zwei Gammaquanten, die aufgrund der Ruheenergie von Positron und Elektron jeweils 511 keV Energie haben. Die Detektion dieser Photonengruppe liefert die



Beim CT-Scan eines Mannes mit Prostata-Krebs (links) lassen sich Organe und Knochen erkennen. Der PET-Scan (Mitte) zeigt Stellen mit erhöhtem Stoffwechsel,

ist jedoch ungenauer. Die Überlagerung (rechts) der beiden zeigt Knochenmetastasen in der Wirbelsäule, die im einfachen CT nicht zu erkennen sind.

Grundlage für die PET-Bildgebung. Erfassen die Detektoren ausreichend viele Koinzidenzen – zusammengehörige Positronen- und Elektronen-Ereignisse –, lässt sich die dreidimensionale Verteilung von ^{18}F im Patienten ermitteln.

Dazu sind die Detektoren ringförmig um die Längsachse des Patienten angebracht. Als Detektoren dienen Szintillationskristalle, die 20 bis 30 Millimeter lang sind und einen Querschnitt mit typischen Kantenlängen von wenigen Millimetern haben. Ihre Längsachse verläuft radial im Detektorring. Diese Szintillationskristalle sind wiederum zu größeren Einheiten zusammengefasst, sodass insgesamt mehrere Zehntausend von ihnen ein axiales Gesichtsfeld von ungefähr zwanzig Zentimeter Breite ergeben. Emittiert das ^{18}F ein Positron, entfernt dieses sich abhängig von seiner kinetischen Energie ein Stück von seinem Entstehungsort im Körper und verliert dabei

durch inelastische Stöße Energie, bevor es auf ein Elektron trifft und zerstrahlt. Die mittlere Reichweite der emittierten Positronen liegt im menschlichen Gewebe deutlich unter einem Millimeter. Die beiden entstandenen Photonen entfernen sich in entgegengesetzte Richtungen voneinander und erreichen die Szintillationszähler. Wird dort ein Gammaquant der Paarvernichtung absorbiert, emittiert der Detektor eine zur absorbierten Energie proportionale Zahl von optischen Photonen. Um die Szintillationszähler herum sind Photomultiplier angebracht, die diese Photonen in ein elektrisches Signal umwandeln. Dann wählt der Tomograph die koinzidenten Ereignisse elektronisch aus und digitalisiert die Signale. Die anschließende Bildrekonstruktion ist sehr rechenintensiv.

Als Material für die Szintillationszähler dient meistens LSO (Lutetium-Oxy-Orthosilikat), weil es eine recht kurze Abklingzeit von

+) Physik Journal, Juni 2009, S. 56; Juli/August 2007, S. 23; Dezember 2003, S. 27; September 2003, S. 55 und Physikalische Blätter, November 2001, S. 80

40 ns hat. Teilweise findet auch das billigere BGO (Bismutgermanat) Verwendung, dessen Abklingzeit allerdings um den Faktor sieben größer und seine Lichtausbeute um den Faktor drei schlechter ist. Dafür ist BGO der bessere Absorber. Bei den Photomultipliern handelt es sich um Röhren, die auf der einen Seite eine Photokathode haben. Trifft ein Photon des Szintillationszählers auf diese Photokathode, wird dort ein Elektron herausgeschlagen, das mit einer Beschleunigungsspannung über mehrere, gestaffelt angebrachte Elektroden (Dynoden) vervielfacht wird, sodass es zu einer Lawine aus Sekundärelektronen kommt. Halbleiterdetektoren als Alternative zu Photomultipliern finden sich vor allem bei kombinierten PET/MRT-Geräten, weil dort das Magnetfeld die Elektronenvervielfachung stören würde. Bei den Halbleiterdetektoren handelt es sich um Avalanche-Photodioden oder die mit ihnen verwandten Silizium-Photomultiplier. Avalanche-Photodioden beruhen auf dem inneren photoelektrischen Effekt sowie auf dem Lawineneffekt in Halbleitern, der bei hohen Feldstärken auftritt: Der Strom steigt bei einer bestimmten Sperrspannung steil an, wenn die Diode in Sperrrichtung betrieben wird. So lassen sich auch

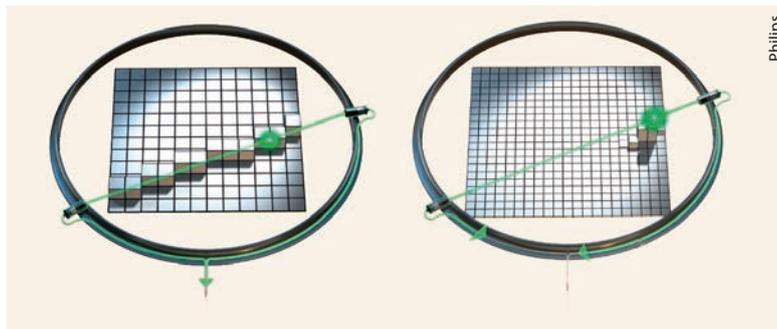


Abb. 1 Der Ort der koinzidenten Ereignisse lässt sich bei der PET zunächst nur auf eine Gerade einschränken (links). Dank der gemessenen Flugzeitdifferenz

zwischen koinzidenten Ereignissen lässt sich der Entstehungsort genauer eingrenzen. Das steigert de facto die erreichbare Auflösung in PET-Bildern.

sehr schwache Lichtsignale detektieren.

Im Flug detektiert

Nur ein kleiner Prozentsatz der bei der Paarvernichtung entstandenen Photonen trägt letztlich zum PET-Bild bei, weil die Gammaquanten im Gewebe gestreut und absorbiert werden. Zudem deckt der Detektor nur einen bestimmten Raumwinkel ab. Die Folge ist ein relativ schlechtes Signal-zu-Rausch-Verhältnis. Neuere Geräte arbeiten daher mit Flugzeitverfahren, um die statistische Qualität der Daten zu verbessern. Dazu nutzen sie bei der Bildrekonstruktion die Zeitdifferenz zwischen der Detektion der beiden Gammaquanten, um die Lage des Annihilationspunkts genauer zu bestimmen (Abb. 1). Die

Volumenelemente entlang der Verbindungslinie zwischen den koinzidenten Photonen werden dadurch nicht mehr als gleich wahrscheinlicher Entstehungsort gewertet, vielmehr gibt es einen Bereich für den Annihilationspunkt, der deutlich wahrscheinlicher ist. Das steigert die Auflösung des Geräts, funktioniert aber nur mit genügend schnellen Szintillationskristallen, also solchen mit kurzer Abklingzeit; BGO zum Beispiel ist zu langsam.

Dank ihrer Fähigkeit, Vorgänge auf molekularer Ebene zu erfassen, ist die PET heutzutage aus dem Klinikalltag nicht mehr wegzudenken.

*

Ich danke Hartwig Newiger von der Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, für hilfreiche Erläuterungen.

Michael Vogel

Newsletter des Physik Journal

Mit Online-Meldungen aus der Redaktion, Neuigkeiten aus der DPG, Forschungsnachrichten und TV-Tipps

Registrierung unter:

www.dpg-physik.de/mitgliedschaft/aenderung.html

