



PET/CT

– Bildgebendes Verfahren der Nuklearmedizin im Physikunterricht –

DOMINIK LEHMERT

DOMINIK.LEHMERT@HOTMAIL.COM

Zusammenfassung

In diesem Artikel beschäftige ich mich mit der Funktionsweise eines PET/CT Geräts und den Möglichkeiten das PET/CT im Unterricht zu behandeln. Hierfür wird zu Beginn definiert in welcher medizinischen Disziplin dieses Gerät zur Anwendung kommt, für welche Krankheiten eine PET/CT Untersuchung überhaupt in Frage kommt, welche möglichen Themenbezüge zum Physikunterricht bestehen, ob Kooperationen mit anderen Fächern möglich sind und auf welchen Prinzipien die Bildgebung beruht. Detaillierter wird hierbei auf die funktionale Bildgebung (PET) eingegangen und die anatomische Bildgebung (CT) nur oberflächlich behandelt. Anschließend wird der allgemeine Ablauf einer PET/CT Untersuchung dargestellt. Schlussendlich werde ich mich mit der Frage auseinandersetzen, ob und warum es sinnvoll ist im Unterricht dementsprechenden Aufwand zu betreiben.

1 Einleitung

Immer wieder ist man in der Schule als Lehrperson mit dem Vorwurf konfrontiert, dass die Schülerinnen und Schüler vieles des in der Schule zu lernenden Stoffes ohnehin im späteren Leben nicht brauchen könnten. Ich bin der Meinung, dass ein großer Nährboden für diesen Vorwurf die Tatsache ist, dass den Schülerinnen und Schülern in der Schule nicht ausreichend bewusst gemacht wird in welchen Bereichen des alltäglichen Lebens viele Effekte und Erkenntnisse der Physik eine tragende Rolle spielen. Und selbst wenn die Schülerinnen und Schüler im späteren Leben beruflich in anderen Bereichen tätig sind können sie trotzdem von zusätzlichem Hintergrundwissen profitieren, indem sie bessere Einschätzungen und Kritiken äußern können. Anhand des Beispiels PET/CT¹ möchte ich die Einbindung von physikalischen Themen in einen angewandten Kontext darlegen und damit beginnen den Anwendungsbezug und die Funktionsweise zu erörtern um abschließend eine Antwort auf die Frage nach der Sinnhaftigkeit eines solchen Unterfangens zu finden.

2 Nuklearmedizin

Die Nuklearmedizin ist ein Fachgebiet der Humanmedizin und beschäftigt sich mit der diagnostischen und therapeutischen Anwendung offener künstlicher radioaktiver Isotope. Zur Anwendung kommen diagnostische Verfahren wie Gammakamera oder Szintigraphie, um am

Patienten Organe abzubilden. Man macht sich hierbei zunutze, dass sich die verwendeten Radionuklide im Stoffwechsel genauso verhalten wie ihre stabilen Isotope. Jedoch sind sie, aufgrund ihrer Radioaktivität in kleinsten Mengen nachweisbar und man kann vermehrte Ablagerungen im Körper sichtbar machen. Aufgrund der erheblichen Strahlenbelastung für den Patienten unterliegen alle nuklearmedizinischen Maßnahmen einer strengen Indikationsstellung. Zur Behandlung bösartiger Tumore bedient man sich der Isotopentherapie. Hierbei werden umschlossene Gammastrahler zur Fern- oder Nahbestrahlung verwendet. Offene Radionuklide werden durch aktive Stoffwechselfvorgänge an den Wirkungsort gebracht. (vgl. Brockhaus 1998, S. 182)

PET/CT wird vor allem im Rahmen der Krebsdiagnostik eingesetzt. Indem man Stellen im Körper lokalisiert, welche einen erhöhten Stoffwechsel – sprich Energiebedarf – aufweisen können Rückschlüsse auf Geschwülste gezogen werden. (vgl. Brockhaus 1998, S. 155)

3 Themenbezüge im Schulunterricht

Das Thema PET/CT kann in der Schule in mehreren Fächern behandelt werden. Es bieten sich Themen aus dem Physik-, sowie Biologie- und Informatikunterricht an. In Physik werden Bereiche der Atom- und Strahlenphysik abgedeckt. Als Beispiele seien Annihilationsstrahlung, Photoeffekt, Compton Streuung, Radionuklide und Isotope, sowie radioaktive Strahlung genannt.

Aspekte aus der Biologie wären die menschliche Anatomie oder Diagnostik und Therapie von Tumoren sowie die Auswirkungen von ionisierender Strahlung auf den menschlichen Körper

¹ PET = Positronen Emission Tomographie, CT = Computer Tomographie

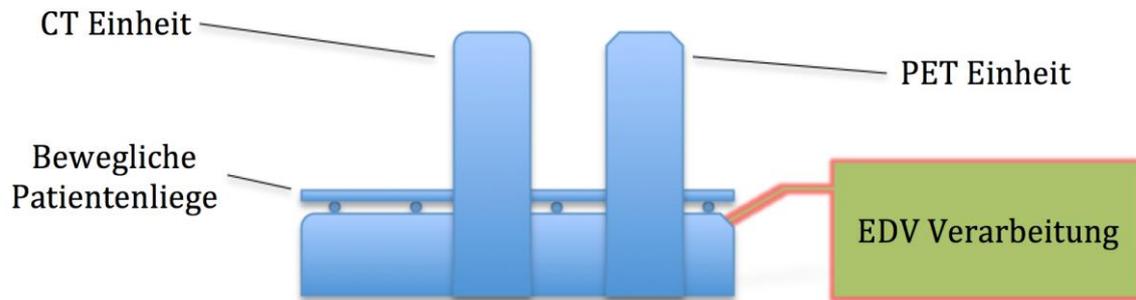


Abb 1: Schematische Darstellung der Komponenten eines PET/CT Geräts. Die technische Ausführung der Modelle verschiedener Hersteller kann variieren. Beispielsweise gibt es Varianten mit stationärer Patientenliege und beweglicher CT beziehungsweise PET Einheit. Auch weist nicht jedes Modell eine Öffnung zwischen den beiden Akquisitionseinheiten auf. Jedoch ist anzumerken, dass Modelle mit einer Öffnung zwischen CT und PET höheren Komfort für den Patienten mit klaustrophobischen Neigungen bieten. (nach Townsend, 2008: Figure 3)

oder generell auf organisches Gewebe. Auch für die Informatik sind, neben Inhalten aus der digitalen Bildbearbeitung beziehungsweise der Bildkomposition aus der CT- und PET-Akquisition, Aspekte aus dem Gebiet der Korrekturalgorithmen geboten.

Da diese Themen alle unter dem gemeinsamen Nenner PET/CT vereint werden können, bietet sich natürlich auch ein fächerübergreifendes Projekt an. Mögliche Themenvorschläge hierfür wären beispielsweise „Krebsforschung und Behandlung“ als Kooperation von Physik mit Biologie oder „Von den Messpunkten zum fehlerkorrigierten PET/CT-Bild oder was der Computer im Hintergrund leistet“ im Bereich Physik und Informatik.

4 PET/CT

4.1 Allgemeiner Aufbau

PET/CT Geräte werden seit 2001 kommerziell vertrieben und haben sehr schnell die alleinstehenden PET Geräte abgelöst. Ab dem Jahr 2006 geht der Umsatz, welcher mit PET-only Geräten erzielt wurde, gegen null (vgl. Townsend, 2008: Figure 1, S. 940). Der Vorteil gegenüber herkömmlichen PET Geräten besteht darin, dass nicht nur funktionale Bildgebung, sondern auch anatomische Bildgebung zeitgleich von einem Patienten zur Verfügung steht und somit ein manueller Vergleich beider Aufnahmen aus isolierten Geräten unter verschiedenen Bedingungen hinfällig wird. Grundsätzlich bestehen moderne PET/CT Scanner aus jeweils einer PET- sowie CT-Einheit, dem Patientenbett und der Hard- und Software für die Verarbeitung. Eine Schematische Darstellung ist in Abbildung 1 zu finden.

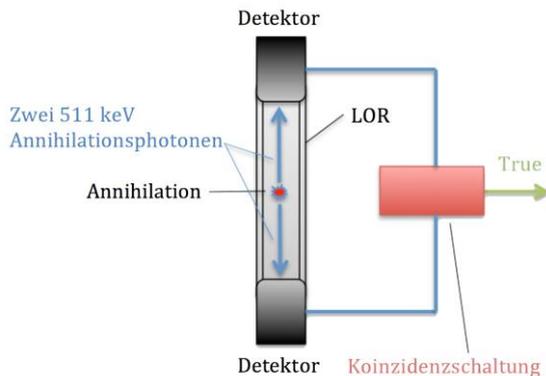
Da sowohl PET als auch CT für die Früherkennung von Tumoren eingesetzt werden ist es nicht verwunderlich, dass technisches Bestreben bestand diese beiden Geräte zu vereinen. Man erwartete sich davon eine höhere Erkennungsrate. Diese Erwartungen wurden erfüllt und durch Studien (Antoch et al., 2004) bestätigt, was wohl auch ein Grund für den großen Erfolg von PET/CT Geräten ist. Diese Studie von Antoch, welche an 260 Patienten mit verschiedenen Tumorarten durchgeführt wurde, zeigt eine Erkennungsgenauigkeit von 84% bei Verwendung eines PET/CT Geräts. Beim side-by-side Vergleich von einem PET und einem CT Scan wurde hingegen nur eine Genauigkeit von 76% erzielt. Wenn nur ein PET bzw. CT Scan zur Diagnose herangezogen wurde lag die Genauigkeit bei nur 64% bzw. 63%. (vgl. Pichler et al., 2008)

4.2 Funktionsprinzip

PET

PET beruht auf der Annihilation Coincidence Detection von zwei 511 keV Gammastrahlen, die bei der Annihilation von einem Positron mit einem Elektron entstehen. Siehe dazu eine Darstellung in Abbildung 2. Diese Annihilation tritt auf wenn das Positron seine kinetische Energie komplett „verbraucht“ hat, also das Positron und das Elektron sich im Wesentlichen in Ruhe befinden. Die Summe der Ruheenergien von Positron und Elektron beträgt 1,22 MeV und das Gesamtmoment ist null. Daraus folgt, dass die beiden Gammastrahlen, die bei der Annihilation emittiert werden, jeweils 511 keV Energie und entgegengesetzte Richtung haben müssen. Im Sprachgebrauch werden die beiden resultierenden Gammastrahlen auch als Annihilationspho-

tonen bezeichnet und jedes der beiden Annihilationsphotonen wird als Single bezeichnet und zählt zur Singles-Zählrate des Detektors. Nur wenn die beiden gegenüberliegenden Koinzidenzdetektoren gleichzeitig ein Single detektieren wird über die Koinzidenzschaltung ein True vom PET registriert. Das Volumen zwischen zwei Koinzidenzdetektoren wird als „line of



response“, kurz LOR, bezeichnet.

Abb 2: Bei der Koinzidenzschaltung wird immer nur dann ein „True“ registriert, wenn zwei gegenüberliegende Detektoren gleichzeitig (Standardtoleranz: 10 ns) ein Single detektieren. (nach Zanzonico, 2004: S. 88)

Da nicht bei jeder Annihilation beide Annihilationsphotonen zwingend auf die Detektoren treffen, ist die Singles-Zählrate im Allgemeinen um ein vielfaches höher als die Trues-Zählrate. Jedoch sind die 511 keV und die Gleichzeitigkeit der Detektion nicht in Stein gemeißelt. Szintillationsdetektoren haben typischerweise eine grobe Energieauflösung. Das bedeutet, dass beispielsweise Photonen mit Energien von 250 – 650 keV detektiert und als Singles gezählt werden können. So kann es passieren, dass Compton gestreute Annihilationsphotonen und nicht-Annihilationsphotonen detektiert werden und so falsche Trues auslösen.

Ein True ist definiert als zwei Singles, die in einem Zeitintervall von 6 bis 12ns detektiert werden. Üblicherweise wird dieses Zeitfenster als Gleichzeitigkeits-Zeitfenster bezeichnet. Dies ist aus drei Gründen notwendig. Erstens können die Annihilationsphotonen, abhängig von der Position der Annihilation, die Detektoren zu leicht unterschiedlichen Zeiten erreichen. Aufgrund der Tatsache, dass sich Photonen mit Lichtgeschwindigkeit bewegen ($c=3 \times 10^{10}$ cm/s) ist diese Verzögerung allerdings sehr klein. Zweitens ist die Signalübertragung zur Koinzidenzschaltung sehr schnell, aber nicht verzögerungslos. Drittens ist die Signalübertragung im Szintillationsdetektor nicht unverzüglich. Diese

Verzögerung wird Abklingzeit genannt und ist üblicherweise bei modernen Szintillationskristallen in der Größenordnung von 10 – 100ns. Neben den True Events gibt es auch noch andere unerwünschte Möglichkeiten wie die Koinzidenzschaltung getriggert werden kann. Zum einen kann es passieren, dass jeweils ein Annihilationsphoton von zwei verschiedenen Annihilationen die Detektoren innerhalb des Gleichzeitigkeits-Zeitfensters auslösen. Somit würde eine Annihilation zwischen den beiden Detektoren bestimmt, die eigentlich gar nicht stattgefunden hat. Dieses Ereignis wird als Random bezeichnet. Ein weiterer unerwünschter Effekt sind Scatters. Hierbei handelt es sich um Annihilationsphotonen, welche die LOR eines Detektorpaares eigentlich verlassen und durch den Compton Effekt zurückgestreut werden. Hierbei kann es passieren, dass diese Annihilation ein Detektorpaar triggert, jedoch ist das Ergebnis dann delokalisiert. In der folgenden Abbildung 3 diese zwei Effekte grafisch dargestellt. (vgl. Zanzonico, 2004: S. 87ff)

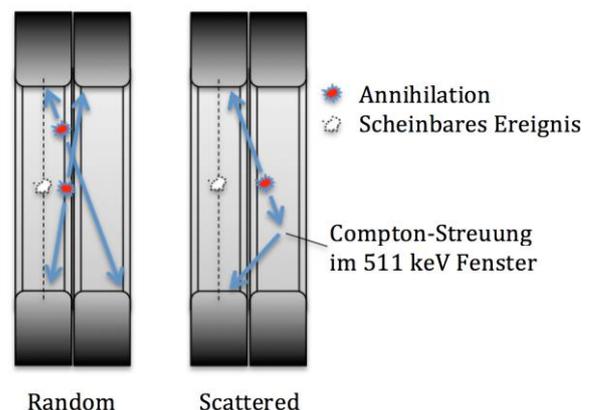


Abb 2: Unerwünschte Effekte, welche die Koinzidenzschaltung triggern können. (nach Zanzonico, 2004: S. 89)

CT

Computertomographie ist ein 1972 eingeführtes Verfahren der Röntgenuntersuchung, welches eine direkte Darstellung von Weichteilstrukturen des menschlichen Körpers auf dem Bildschirm ermöglicht. Bei der Computertomographie wird der Körper mit einem dünnen, fächerartigen Röntgenstrahlbündel in überlagerten Schichten² mit einer Auflösung von 0,5 mm abgebildet. Für die Bildgebung wird die jeweilige Röntgenstrahlenabsorption in den verschiedenen Volumenelementen des Körpers

² Die Schichtdicke beträgt hierbei einige Millimeter und die Schichten überlagern sich um eine leichtere Rekonstruktion zu ermöglichen.

mit Strahlendetektoren gemessen. Die Messdaten werden anschließend vom Computer aufbereitet und als Computertomogramm auf dem Bildschirm dargestellt. Mittels Computertomographie können Durchblutungsstörungen, Ödeme und Tumorbildungen erkannt und dargestellt werden. Der Schematische Aufbau eines CT Geräts wird in Abbildung 4 gezeigt. (vgl. Brockhaus, 1998)

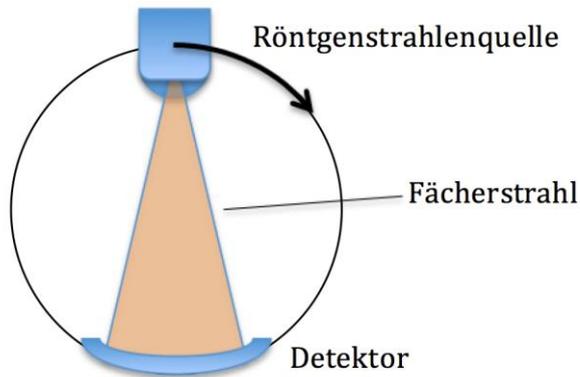


Abb 3: Schematischer Aufbau eines CT Geräts. (nach Brockhaus, 1998: Band 3: S. 60f)

4.3 PET Detektoren

Im PET werden die Detektoreinheiten kreisförmig um die Patientenliege angeordnet und jeweils die beiden gegenüberliegenden mittels Koinzidenzschaltung verbunden. Jede Detektoreinheit besteht aus mehreren Photomultipliern mit vorgeschalteten anorganischen Szintillationskristallen. Die Seitenlänge der Kristalle mit quadratischem Querschnitt bestimmt maßgeblich das Auflösungsvermögen, wobei gilt, je kürzer die Seitenkante desto größer das Auflösungsvermögen. Bei Einfall von ionisierender Strahlung wird in diesen Kristallen ein Photon erzeugt, welches via Photomultiplier verstärkt, registriert und gezählt werden kann. Die Anfänge wurden dabei mit Thallium-dotierten Natriumiodid Kristallen (NaI(Tl)) gemacht und die erste Entwicklung in diesem Bereich waren Bismuthgermanat Kristalle (BGO). Der Vorteil gegenüber NaI(Tl) ist die höhere Dichte und größere effektive Atom Zahl. In den späten 1990er Jahren kamen neue und schnellere Szintillatoren auf den Markt, wie zum Beispiel Gadoliniumoxyorthosilicat (GSO) oder Lutetiumoxyorthosilicat (LSO). Im Vergleich zu BGO haben die beiden letzteren eine signifikant kürzere Abklingzeit, was zu einer Reduktion der System Totzeit führt sowie höhere Zählraten erlaubt. In Tabelle 1 sind einige Eigenschaften übersichtlich dargestellt. Ein weiterer großer Vorteil der kürzeren Abklingzeit von GSO und LSO im klinischen Bereich ist die damit einher-

gehende Verkürzung des Gleichzeitigkeits-Zeitfensters und die dadurch bedingte Reduktion von Randoms. (vgl. Townsend, 2008)

Eigenschaft	NaI	BGO	GSO	LSO
Dichte (g/mL)	3,67	7,13	6,7	7,4
Eff. Atom Zahl	51	74	61	66
Abklingzeit (ns)	230	300	30-60	35-40
Lichtausbeute (%NaI)	100	15	25	75

Tabelle 1: Ein übersichtliche Darstellung einiger wichtiger physikalischer Eigenschaften von den gängigsten in PET Geräten verwendeten Szintillationskristallen. (nach Townsend, 2008: Tab. 1)

4.4 Radiopharmakon

Ein Radiopharmakon ist ein radioaktives oder radioaktiv markiertes Arzneimittel, welches für die intravenöse Anwendung am Patienten bestimmt ist. Wie aus der Beschreibung des PET in Kapitel 4.2 hervorgeht, handelt es sich dabei in unserem Fall zwingend um einen Beta⁺- Strahler. Zur Herstellung ist in den meisten Fällen ein Zyklotron nötig. Das gängigste Radionuklid ist Fluor-18. Aufgrund der vergleichsweise langen Halbwertszeit von 110 Minuten muss ein mit Fluor-18 dotierter Carrier nicht direkt am Einsatzort hergestellt werden. So ist der Einsatz auch in Krankenhäusern möglich, die über kein eigenes Zyklotron verfügen. Für die meisten Anwendungen wird FDG³ (Zuckerstoffwechsel) verwendet. Weitere häufig verwendete Radiopharmaka sind FET⁴ (Suche nach Gehirntumoren), F18-Cholin (Prostatauntersuchung), Amyloid (Alzheimerdiagnose) oder Fluorid (Knochenuntersuchung). (Hehenwarter, 2015)

5 Ablauf einer PET/CT Untersuchung

PET/CT Untersuchungen werden hauptsächlich im Bereich der Onkologie eingesetzt, aber auch einige andere Anwendungsmöglichkeiten sind üblich. Beispielsweise in der Neurologie zur Diagnose von Alzheimer sowie anderen dementiellen Erkrankungen und Epilepsie oder in der Kardiologie zur Herzvitalitätsmessung. Um eine PET/CT Untersuchung durchzuführen bedarf es einer umfangreichen Vorbereitung des Patienten und exakte Planung von Seiten des durchführenden Radiotechnologiepersonals.

In der Regel muss eine Patientin oder ein Patient vor der Untersuchung mindestens sechs

³ Fluordesoxyglucose
⁴ Fluorethyltyrosin

Stunden nüchtern sein damit sich der Tracer gut in den Stoffwechsel des Körpers einbauen kann. Vor der venösen Applikation des Tracers führt der Radiotechnologe oder die Radiotechnologin eine Blutzuckerkontrolle durch.

Die übliche Aktivitätsmenge des Tracers beträgt 4 MBq/kg Körpergewicht des Patienten, mindestens jedoch 250 MBq. Die maximale Dosierung des Tracers beträgt 480 MBq.

Durch Anpassung der Scanzeit kann die Aktivität pro Kilogramm Körpergewicht auch reduziert werden.

Anschließend an die Applikation des Tracers folgt eine 30-60 minütige Ruhephase⁵ für den Patienten, um den Tracer im Körper einzulagern. Wichtig ist hierbei, dass dem Patienten absolute Ruhe verordnet wird um eine übermäßige Einlagerung in den Muskelzellen durch die körperliche Aktivität zu verhindern. Bei Untersuchungen des Gehirns wird in der Regel der Ruheraum abgedunkelt und der Patient darf während der Wartezeit auch keine Musik hören um zusätzlich optische und akustische Reize zu minimieren. Nach der Einlagerungszeit sollte der Patient noch seine Blase entleeren, damit diese, in welcher sich natürlich sehr viel des Tracers einlagert, bei der Akquisition den Bauchraum nicht überstrahlt.

Die Dauer der Akquisition richtet sich nach der Größe des aufzunehmenden Bereichs. Pro Bettposition geht man von einer Akquisitionszeit von 2-3 Minuten aus. Eine Ganzkörperaufnahme nimmt in etwa 30 Minuten in Anspruch. Dabei werden mehrere Bettpositionen eingestellt, welche sich je nach Scanner bis zu 50% überlagern. Aus den einzelnen CT- und PET-Aufnahmen wird anschließend vom Computer, unter Verwendung von diversen Korrekturalgorithmen, das endgültige Bild errechnet. Um den Uptake zu quantifizieren wird der SUV⁶ berechnet. Hierfür werden folgenden Faktoren zu Rate gezogen: Körpergewicht, Körpergröße, applizierte Aktivität und Halbwertszeit des Tracers, Applikationszeit und Akquisitionszeit. Gemittelt über den ganzen Körper ist der SUV 1. Ein Wert größer 1 entspricht einer Überdurchschnittlichen Anreicherung des Tracers, wobei ab einem Wert über 2,5 ein maligner Prozess vermutet werden kann (Hehenwarter, 2015).

⁵ Je nach verwendetem Radiopharmakon und zu untersuchender Körperstelle variiert die Einlagerungszeit

⁶ Standard Uptake Value

6 Warum diesen Aufwand in der Schule betreiben?

Spätestens an dieser Stelle dieses Artikels sollte man sich die Frage stellen, was den Vorbereitungsaufwand rechtfertigt. Inwieweit ist es sinnvoll die physikalischen Effekte, welche sich das PET/CT zunutze macht, eingebettet in ein Anwendungsthema zu behandeln und ist dadurch ein zusätzlicher Mehrwert im Bezug auf den Lernerfolg der Schülerinnen und Schüler zu erwarten? Der Hattie-Studie⁷ zufolge hat zwar die fachliche Kompetenz der Lehrperson nur eine vernachlässigbar geringe Effektstärke, trotzdem sagt Hattie, dass die Lehrperson eine Rolle spielt. Er präzisiert diese Aussage, indem er sagt, dass ausschlaggebend ist *was* Lehrer tun. Auf den ersten Blick mögen diese beiden Aussagen sehr ähnlich klingen, haben aber grundsätzlich verschiedene Bedeutungen. Wobei bei ersterer die Lehrperson selbst im Mittelpunkt steht, dreht sich bei letzterer alles darum, was sie tut. Mit anderen Worten, *wie* die Lehrperson unterrichtet. Der Schwerpunkt dieser Aussage von Hattie liegt viel mehr auf dem Lehrer- oder Lehrerinnenhandeln als auf der Lehrer- oder Lehrerinnenpersönlichkeit. Die Lehrperson wirkt also nicht durch ihre bloße Anwesenheit im Klassenraum positiv auf die Schülerinnen und Schüler. Es bedarf laut Hattie besonderer Formen des Handelns um die gewünschten Schüler- und Schülerinnenleistungen zu erzielen. Hattie betont, dass die Unterschiede in den Schüler- und Schülerinnenleistungen nicht auf die Schule, welche die Schülerinnen und Schüler besuchen, zurückzuführen ist, sondern vielmehr auf die Qualität des Unterrichts und somit auf das Handeln der Lehrperson. In diesem Zusammenhang favorisiert Hattie die direkte Instruktion⁸. Erfolgreiche Lernprozesse sind nämlich davon abhängig, ob geordnete und störungsarme Verhältnisse vorherrschen, ob gut erklärt werden kann, ob klare inhaltliche Ordnungsstrukturen angebahnt werden, ob ein herausforderndes Lernen mit vielseitigen Anregungen ermöglicht wird und ob diese Prozesse in ein Schüler- und Schülerinnenzugewandtes Klima eingebettet werden. Hattie konkludiert indem er sagt, dass einige Lehrer mehr zählen als andere. Hattie kritisiert, dass die großen Unterschiede im Lehrer- und

⁷ Metastudie aus dem Jahre 2009, die ca. 800 Metanalysen, welchen ca. 50000 Einzelstudien zugrunde liegen, zueinander in Beziehung setzt und dadurch 138 Einflussfaktoren zum Lernerfolg vorlegt.

⁸ nicht zu verwechseln mit Frontalunterricht

Lehrerinnenhandeln in der Schulpraxis und Schulverwaltung noch immer keine Konsequenzen nach sich ziehen. (vgl. Hattie, 2009)

Wie passt nun das Thema PET/CT in diese Schiene? Der Leser oder die Leserin wird mir vermutlich zustimmen, dass durch die Einbettung des Unterrichtsstoffes in einen alltäglichen oder technischen Kontext offensichtlich die Forderung nach herausforderndem Lernen mit vielseitigen Anregungen erfüllt wird. Wenn ein Thema derart erörtert wird, ist auch bereits ein gewisses Maß an geordneten Strukturen gegeben. Schließlich muss die Lehrperson in der Vorbereitung das Thema strukturieren und einen Ablauf definieren, in welchem die einzelnen Teilaspekte behandelt werden um schlussendlich das Gesamtbild zusammenfügen zu können. Um damit auf die bereits zu Beginn gestellte Frage nach der Sinnhaftigkeit einer Einbindung von alltäglichen und technischen Nutzungen von physikalischen Effekten in den Physik Unterricht zurück zu kommen, bin ich der Meinung, dass es den Leistungen von Schülerinnen und Schülern zuträglich ist, sich diesen Mehraufwand in der Unterrichtsvorbereitung zumindest einmal im Schuljahr zu leisten. Zum einen erhalten die Schülerinnen und Schüler zusätzlichen Einblick in mögliche künftige Berufsfelder und zum anderen erweitern sie ihr Hintergrund- und Allgemeinwissen.

7 Fazit

Das Thema PET/CT bietet viele Teilaspekte und Effekte der Physik und die Möglichkeit, diese im Kontext der technischen Anwendung zu behandeln. Der Vorteil eines sehr breit aufgestellten Themas ist, dass immer wieder die einzelnen Phänomene in das große Ganze eingegliedert und untereinander vernetzt werden können. Und das nicht nur innerhalb der Physik, sondern im Fall des PET/CT auch über die Grenzen des Unterrichtsfaches hinaus als Fächerübergreifendes Projekt, ohne zwingend von den Regelstunden der einzelnen Fächer abweichen zu müssen. Die einzelnen Aspekte können in den gebundenen Unterrichtsstunden behandelt werden und in Form einer Projektpräsentation am Ende zueinander in Relation gesetzt werden. Abschließend bleibt zu sagen, dass es natürlich auch andere Methoden geben mag, um Unterricht attraktiv zu gestalten. Und ich glaube auch nicht, dass man im Schulunterricht jedes Unterrichtsthema mit so vielen Hintergrundinformationen ausschmücken kann. Aber wenn sich die Möglichkeit bietet sollte sie in Erwägung gezogen werden. Für die Schülerinnen und Schüler

wird es – unter Berücksichtigung von Hatties Ergebnissen – zu einer deutlichen Wissenssteigerung kommen. Auch bin ich der Meinung, dass Unterricht, der einen Bezug zur Umwelt der Lernenden aufbaut höhere Motivation unter den Schülerinnen und Schülern zu Tage fördern kann.

8 Literatur

- Antoch G, Saoudi N, Kuehl H, Dahmen G, Mueller SP et al. (2004) Accuracy of whole-body dualmodality fluorine-18-2-fluoro-2-deoxy-D-glucose positron emission tomography and computed tomography (FDG-PET/CT) for tumor staging in solid tumors: comparison with CT and PET. *Clin Oncol* 22: S. 4357–4368.
- Brockhaus (1998) Der Brockhaus Band 3, Computertomographie. F.A. Brockhaus GmbH Stuttgart – Mannheim: S. 60f.
- Brockhaus (1998) Der Brockhaus Band 10, Nuklearmedizin. F.A. Brockhaus GmbH Stuttgart – Mannheim: S. 182.
- Brockhaus (1998) Der Brockhaus Band 11, Positronenemissionstomographie. F.A. Brockhaus GmbH Stuttgart – Mannheim: S. 155.
- Hattie J (2013) Lernen sichtbar machen. Baltmannsweiler : Schneider-Verl. Hohengehren.
- Hehenwarter BSc L, Radiologietechnologe SALK, Radiopharmakon und PET-CT Untersuchung, Persönliches Gespräch (16.11.2015).
- Pichler BJ, Judenhofer MS, Pfannenbergs C. (2008) Multimodal imaging approaches: PET/CT and PET/MRI. *Handb Exp Pharmacol* 185: Molecular Imaging 1: S. 109-132. Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
- Townsend D W (2008) Dual-Modality Imaging: Combining Anatomy and Function. *J Nucl Med* 2008; 49: S. 938–955.
- Zanzonico P. (2004) Positron Emission Tomography: A Review of Basic Principles, Scanner Design and Performance, and Current Systems. *Seminars in Nuclear Medicine* 34, No. 2 (April): S. 87-111.