



B3.4: Positronen-Emissions-Tomografie

November 2020

Die Positronen-Emissions-Tomografie (kurz: PET) wird in der Medizin zur Untersuchung und zum Nachweis physiologischer Vorgänge verwendet. Dazu werden radioaktive Markerstoffe (Tracer) verwendet, deren orts- und zeitabhängiges Verhalten untersucht wird. Dabei macht man sich die Eigenschaft der e^+e^- -Vernichtung zu Nutze: Die dort entstandenen kollinearen Photonen können mit zwei Detektoren koinzident nachgewiesen werden.

In diesem Versuch wird zunächst auf die einzelnen elektronischen Bauteile eingegangen, die für PET notwendig sind. Als Detektor wird ein NaI-Szintillator mit Photomultiplier verwendet. Das Ziel des Versuches ist es, mit Hilfe des PET-Aufbaus radioaktive Quellen in einem verschlossenen Behälter zu lokalisieren. Zusätzlich werden die relativen Intensitäten der Quellen und die Winkelabhängigkeit untersucht.

1 Grundlagen	2
1.1 Warum PET?	2
1.2 β -Zerfall	3
1.3 Paarvernichtung	4
1.4 Wechselwirkung von γ -Strahlung mit Materie	4
1.5 Szintillatoren und Photomultiplier	5
2 Elektronik	6
2.1 Verstärker	6
2.2 Diskriminatoren	7
2.3 Koinzidenzeinheit und Zähler	7
3 Versuchsdurchführung	9
3.1 Versuchsaufbau und Signale	9
3.2 Ortsauflösung der Koinzidenzmessung	10
3.3 PET-Scan der Truhe	10
3.4 Winkelabhängigkeit	11
4 Auswertung	13
Literatur	14

1 Grundlagen

1.1 Warum PET?

Die Positronen-Emissions-Tomographie (PET) ist ein bildgebendes Verfahren, bei dem radioaktive Substanzen verwendet werden, um Veränderungen in Stoffwechselprozessen und anderen physiologischen Aktivitäten sichtbar zu machen. Mit der Positronen-Emissions-Tomografie lassen sich solche Veränderungen erkennen, bevor andere bildgebende Verfahren Veränderungen am Gewebe nachweisen können.

Für die Positronen-Emissions-Tomographie nutzt man die e^+e^- -Annihilation aus. Dabei zerstrahlt ein Positron mit einem Elektron zu zwei γ -Quanten mit gleicher Energie $E_\gamma = 511 \text{ keV}$, die kollinear auseinanderfliegen. Dem Patienten werden dem β^+ -Zerfall unterliegende Tracer injiziert, die, abhängig von der Stoffwechselaktivität, unterschiedlich stark von den Zellen verarbeitet werden – so verbrauchen beispielsweise Tumorzellen erhöhte Mengen an Glucose. Je nach Zielprozess im Körper werden unterschiedliche Tracer für verschiedene bildgebende Zwecke verwendet. So wird z.B. ^{18}F -Fluorodesoxyglucose (FDG) häufig zum Nachweis von Krebs, $\text{NaF-}^{18}\text{F}$ zum Nachweis der Knochenbildung und ^{15}O zur Messung des Blutflusses verwendet.

Zur quantitativen Bestimmung dieser Aktivität wird eine Koinzidenzmessanordnung verwendet, siehe Abb. 1. Wird in zwei verschiedenen Detektoren ein Ereignis koinzident (zeitgleich) registriert, hat die Zerstrahlung in γ -Quanten mit großer Wahrscheinlichkeit auf der Verbindungslinie zwischen den beiden Detektoren stattgefunden, der so genannten Line of Response (LoR). Aus einer großen Anzahl Ereignisse lässt sich dann die Aktivität in einer Ebene rekonstruieren. Mit entsprechenden Rekonstruktionsverfahren lassen sich so 2D-Schnitte und 3D-Modelle der Aktivitätsverteilung im Körper erstellen und daraus Aussagen über die Stoffwechselaktivität und ggf. mögliche Tumore treffen.

Die Ortsauflösung eines PET-Scanners ist prinzipiell physikalisch begrenzt, da die Positronen nicht zwangsläufig am Ort ihrer Emission zerstrahlen, sondern eine Reichweite von bis zu 2 mm im Gewebe haben. Des Weiteren gibt es auch falsche Koinzidenzen, die das Messergebnis bzw. die Bildrekonstruktion negativ beeinflussen können. Dazu zählen absorbierte, gestreute, zufällige und verworfene Koinzidenzen. Dennoch ist die PET in der Medizin weit verbreitet, nicht zuletzt durch die bestätigte klinische Aussagekraft. So kann man davon ausgehen, dass sich die PET in Zukunft immer weiter im klinischen Alltag etabliert. Heutzutage werden PET-Scanner häufig mit anderen bildgebenden Verfahren in einem Gerät kombiniert, z.B. mit Computertomographie.

Um die Strahlenexposition im menschlichen Körper möglichst gering zu halten, werden nur Tracer mit einer geeigneten Halbwertszeit verwendet. Für die Herstellung ist es daher notwendig, dass die Nuklide in unmittelbarer Nähe des PET-Scanners hergestellt werden. Dazu wird in den oben genannten Fällen ein Synchrotron verwendet. Da man die e^+e^- -Annihilation ausnutzt, kommen als Tracer nur Kerne in Frage, die dem β^+ -Zerfall unterlie-

gen. Daraus ergeben sich Nachteile eines PET-Scanners: Hohe Anschaffungs- und laufende Betriebskosten.

Weiterführende Literatur finden Sie u.a. in [1–7].

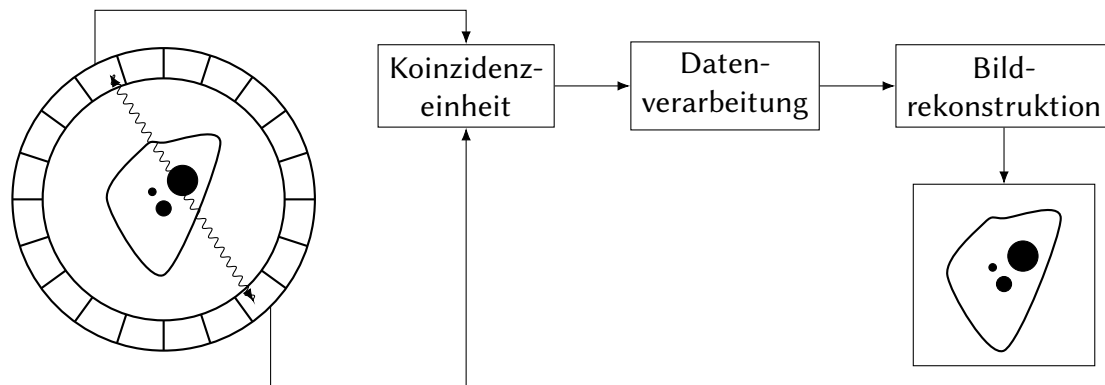


Abbildung 1: Schematischer Aufbau einer PET-Messanordnung. Ein Ring aus Detektoren umgibt das zu untersuchende Objekt, welches mit einem β^+ -Strahler versehen wurde. Die aus der Annihilation eines Positrons und eines Elektrons stammenden kollinearen γ -Quanten werden detektiert und bilden eine Line of Response. Aus vielen dieser Linien kann die Aktivitätsverteilung im Objekt rekonstruiert werden.

Weiterführende Fragen:

- Welche Prozesse sind zur Durchführung eines PET-Scans notwendig?
- Aufgrund welcher Eigenschaften eignen sich besonders ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O sowie ^{18}F als Tracer?
- Welche anderen bildgebenden Verfahren gibt es neben PET, und auf welche Eigenschaften des zu scannenden Objektes sind diese sensitiv?
- Wie groß sind typische Strahlenbelastungen in den verschiedenen bildgebenden Verfahren?
- Was genau versteht man unter den im Text genannten falschen Koinzidenzen?

1.2 β -Zerfall

Der β -Zerfall ist einer der radioaktiven Zerfallsprozesse. Man unterscheidet dabei zwischen β^+ und β^- -Zerfall sowie dem Elektroneneinfang (electron capture). Für die PET benötigt man einen Positronen-Emitter, sodass nur Nuklide in Frage kommen, die zum β^+ -Zerfall neigen. Dabei wird ein Proton in ein Neutron umgewandelt und ein Positron sowie ein Neutrino erzeugt. Die Massenzahl A bleibt dabei konstant.



Der äquivalente Prozess zum β^+ -Zerfall ist der Elektroneneinfang. Da dort allerdings keine Positronen entstehen, ist dieser Prozess für die PET nicht geeignet.

Weiterführende Fragen:

- Wo auf der Nuklidkarte findet man β^+ bzw. β^- Strahler?
- Was sind die Zerfallsformeln für β^+ -, β^- -Zerfall und Elektroneneinfang?
- Wann kann β^+ Zerfall, wann Elektroneneinfang stattfinden? Leiten Sie diese Bedingung über die Massen aus den Zerfallsformeln ab.
- Was ist beim Zerfall von ${}^{22}\text{Na}$ (s. Abb. 7) für diesen Versuch zu beachten?

1.3 Paarvernichtung

Ein aus dem β^+ -Zerfall entstandenes Positron wird in Materie zunächst abgebremst und kann schließlich, wenn es sich näherungsweise in Ruhe befindet, mit einem Elektron unter Aussendung von zwei γ -Quanten zerstrahlen (Annihilation). Wenn sich das e^+e^- -Paar in Ruhe befindet, werden die Photonen kollinear, d.h. mit einem Winkel von 180° , zueinander abgestrahlt. Der Wirkungsquerschnitt für diesen Prozess ist stark energieabhängig, wonach die Relativgeschwindigkeit der Teilchen gering sein muss, damit der Prozess mit hoher Wahrscheinlichkeit stattfinden kann. Des Weiteren kann ein e^+e^- -Paar mit einer Wahrscheinlichkeit von 0.003 % in mehr als zwei γ -Quanten zerstrahlen.

Weiterführende Fragen:

- Unter welchen Voraussetzungen kommt es zur Annihilation? Welchen Einfluss hat die kinetische Energie des Positrons auf die Annihilation?
- Welchen Einfluss haben Restenergien bzw. -impulse auf die entstehenden γ -Quanten?

1.4 Wechselwirkung von γ -Strahlung mit Materie

Drei Prozesse sind für die Wechselwirkung von γ -Strahlung mit Materie zu beachten:

Photoeffekt Der Photoeffekt ist der vorherrschende Effekt bei γ -Energien von bis zu 100 keV. Ein eintreffendes Photon überträgt seine gesamte Energie auf ein Atomelektron, das dann aus der Elektronenhülle, meistens aus der K-Schale, herausgeschlagen wird.

Compton-Effekt Der Compton-Effekt tritt vor allem bei mittleren γ -Energien von 1 MeV auf. Ein einfallendes γ -Quant stößt mit einem quasifreien Elektron im Material. Dabei wird es um einen bestimmten Winkel gestreut und überträgt einen Teil seiner Energie auf das Elektron. Dadurch hat das einfallende Photon nach dem Stoß eine andere Wellenlänge als vorher. Der Energieübertrag reicht von 0 bis zu einem großen Teil seiner Anfangsenergie und ist maximal bei einer Streuung um 180° .

Paarbildung Im Coulombfeld eines Atomkerns ist es möglich, dass ein γ -Quant in ein e^+e^- -Paar zerstrahlt. Die Paarbildung ist erst ab einer Energie von 1022 MeV möglich und tritt vorrangig bei höheren Energien von über 5 MeV auf.

Weiterführende Fragen:

- Was ist der Unterschied zwischen Photo- und Compton-Effekt? Wie hängt die übertragene Energie vom Streuwinkel ab?
- Wie ist bei den drei Effekten die Abhängigkeit des Wirkungsquerschnitts von der Energie E_γ und der Kernladungszahl Z des Absorbermaterials? (Formel $\sigma \propto$ und Graphik $\sigma(E_\gamma)$, siehe z.B. [8])
- Welche Wechselwirkungen sind für PET relevant? Wie kann die volle Energie im Detektor deponiert werden?

1.5 Szintillatoren und Photomultiplier

Im Wesentlichen besteht ein anorganischer Szintillationszähler aus einem Szintillationskristall und einem Photomultiplier zur Elektronenvervielfachung.

Wechselwirkt ein hochenergetisches γ -Quant mit einem Atomelektron im Szintillationskristall, erhält dieses kinetische Energie. Beim Abbremsprozess regt dieses viele Elektronen im Kristall an, die in angeregte Zustände übergehen und anschließend wieder unter Aussendung von sichtbarem Licht in den Grundzustand fallen.

Treffen diese Photonen auf die Photokathode, werden diese unter Ausnutzung des äußeren Photoeffekts in freie Elektronen umgesetzt. Diese werden im Photomultiplier über so genannte Dynoden beschleunigt und vervielfältigt, so dass $\approx 10^7$ Sekundärelektronen pro Primärelektron entstehen. Daher nennt man diese Bauteile auch Sekundärelektronenvervielfacher (kurz: SEV). Typische SEVs haben ca. 10 Dynoden. Anschließend ist die Anzahl der Elektronen ausreichend, um mit Hilfe einer geeigneten Elektronik einen Spannungspuls zu erzeugen.

Die Lichtausbeute im Szintillator ist proportional zur Energie, die durch die einfallende Strahlung im Kristall deponiert wurde. Somit ist der Spannungspuls, oder auch elektrisches Signal, bei richtiger Kalibrierung des Photomultipliers, ebenfalls proportional zur deponierten Energie, sodass sich die Möglichkeit zur Energiespektroskopie für diese Anordnung ergibt. Ein

großer Vorteil von Szintillationszählern ist die schnelle Ansprechzeit und die hohe Effizienz. Dafür ist die Energieauflösung von Szintillatoren im Gegensatz zu z.B. Halbleiterdetektoren vergleichsweise schlecht.

In diesem Versuch wird Natriumiodid (kurz: NaI) als Szintillatormaterial verwendet. Durch die hohe Kernladungszahl Z des Iod-Atoms und dem damit verbundenen großen Wirkungsquerschnitt mit Photonen hat der NaI-Szintillator eine hohe Effizienz.

Der Nachteil von NaI-Szintillatoren gegenüber anderen anorganischen Szintillatorkristallen ist, dass NaI hygroskopisch ist, sowie schlechtere Timingeigenschaften aufweist.

Ausführlichere Literatur finden Sie u.a. in [8–10].

Weiterführende Fragen:

- Was sind die Vor- und Nachteile von anorganischen bzw. organischen Szintillationsdetektoren?
- Schätzen Sie ab, wie viele Photonen im Idealfall aus einem Annihilations- γ -Quant entstehen.
- Wie ist ein PMT aufgebaut? Fügen Sie eine schematische Abbildung hinzu.
- Beschreiben Sie die Umwandlungen zwischen Strahlung und Materie vom β -Zerfall bis zum PMT.

2 Elektronik

Im Folgenden soll ein kurzer Überblick über die im Versuch verwendeten elektronischen Bauteile und ihre Funktion gegeben werden. Ausführlichere Beschreibungen sind in der Literatur [9, 10] gegeben.

2.1 Verstärker

Verstärker (engl.: amplifier) dienen dazu, ein einkommendes Signal zu verstärken, also dessen Amplitude zu erhöhen. Ein Vorverstärker (engl.: preamplifier) hat die Aufgabe, die schwachen Signale eines Detektors zu verstärken, sodass die Verluste im Kabel, die den Vorverstärker mit den restlichen Komponenten verbindet, möglichst gering sind. Ein Hauptverstärker soll ein Signal entweder mit möglichst kurzer Anstiegsflanke produzieren oder das Signal möglichst proportional zum Eingangssignal verstärken. Für den ersten Fall wird ein Timing Filter Amplifier verwendet, für den zweiten Fall ein Spectroscopy Amplifier.

2.2 Diskriminatoren

Unter Diskriminatoren versteht man elektronische Module, die nur ein logisches Signal ausgeben, wenn die Amplitude des Eingangssignals eine vorgegebene Schwelle überschreitet. Wenn dies der Fall ist, wird ein logisches Signal mit fester Höhe und Breite ausgegeben. Soll der Output genau dann beginnen, wenn die Schwelle überschritten wird (leading edge discrimination), kann es jedoch zu zwei Problemen kommen:

1. Angenommen, zwei Signale haben eine unterschiedliche Amplitude sind aber koinzident. Gibt es eine fest definierte Schwelle, werden beide Signale diese Schwelle zu unterschiedlichen Zeiten erreichen, sodass es zu einer zeitlichen Verschiebung der ausgegebenen logischen Signale kommt. Diese Verschiebung bezeichnet man als Walk. Dieses Phänomen ist in Abb 2 dargestellt.
2. Aufgrund von statistischen Fluktuationen des Signals und des Untergrundrauschens werden zwei gleiche Signale nicht den exakt gleichen zeitlichen Verlauf haben, sodass ein logisches Signal zu zwei unterschiedlichen Zeiten ausgegeben wird. Diesen Effekt bezeichnet man als Jitter.

Um die oben genannten Probleme zu vermeiden, wird ein Constant-Fraction-Discriminator (kurz: CFD) verwendet. Ein CFD arbeitet nach folgendem Prinzip (s. Abb 3): Zunächst wird das Signal in zwei parallele Zweige aufgespalten. In einem Zweig wird das Signal um eine kurze Zeit T verzögert. Im anderen Zweig wird das Signal invertiert und um einen konstanten Faktor $0 < k < 1$ gestaucht. Danach werden beide Signale addiert und das logische Signal wird dann ausgegeben, wenn der Nulldurchgang des Signals erreicht ist. Dadurch wird der Walk und Jitter Effekt minimiert und das ausgegebene logische Signal ist unabhängig von der Pulshöhe des einkommenden Signals.

Mit dem in diesem Versuch verwendeten CFD ist es möglich, sowohl eine obere als auch eine untere Schwelle zu setzen. Somit kann man Signale, die bestimmten Energien zugeordnet sind, herausfiltern (s. Abschnitt 5.7).

2.3 Koinzidenzeinheit und Zähler

In der Koinzidenzeinheit laufen die Signalverarbeitungsstränge beider Detektoren zusammen. Die CFDs geben ein logisches Signal („Block-“ oder „Kastensignal“) mit einstellbarer Breite aus, wenn das eingehende Signal die eingestellten Bedingungen erfüllt. Die Koinzidenzeinheit kann diverse logische Operationen durchführen, für diesen Versuch ist eingestellt, dass ein Signal ausgegeben wird, wenn beide logischen Signale überlappen ($A \wedge B$). Das logische Signal der Koinzidenzeinheit muss dann noch von einem sogenannten *Gate Generator* in ein genormtes logisches Signal umgeformt werden, welches der Zähler verarbeiten kann.

Der Zähler nimmt nach dem Start die Anzahl der eingehenden Signale über die Dauer einer einstellbaren Messzeit auf. Die Anzahl der Signale (Counts) pro Zeiteinheit (Zählrate, also z.B. Counts pro 60 Sekunden) ist die Messgröße in diesem Versuch.

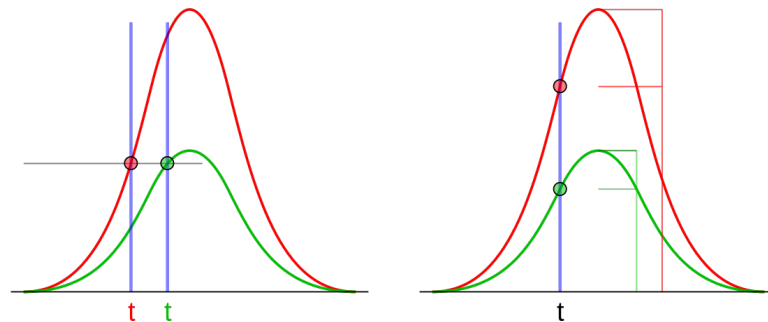


Abbildung 2: Einfacher Schwellendiskriminator (links) und Constant-Fraction-Discriminator (CFD) (rechts). Die beiden Signale haben den gleichen Startzeitpunkt, überschreiten den Schwellenwert aber zu unterschiedlichen Zeitpunkten. Dieser *Walk* genannte Effekt wird beim CFD vermieden. Bild: [11]

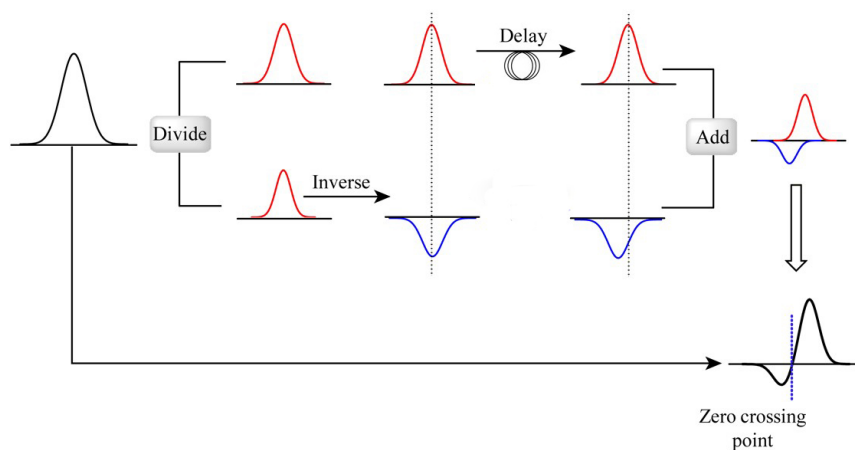


Abbildung 3: Prinzip eines Constant-Fraction-Discriminators. Der Trigger wird auf den Null-durchgang der addierten Signale gesetzt, wonach ein logisches Signal ausgegeben wird. Bild: [12]

3 Versuchsdurchführung

Das Ziel dieses Versuchs ist es, die physikalischen und elektronischen Grundlagen der Positronen-Emissions-Tomografie kennenzulernen. Als Beispiel für eine mögliche Anwendung wird eine verschlossene Truhe gescannt, in der radioaktive Quellen versteckt sind, und mit Hilfe einer grundlegenden PET-Anordnung lokalisiert werden sollen. Des Weiteren ist es möglich, die relative Intensität dieser Quellen zu bestimmen.

3.1 Versuchsaufbau und Signale

Die Ausgangssignale der verwendeten Elektronik werden am Oszilloskop betrachtet. Vor Beginn des Versuchs sollten Sie sich überzeugen, dass der Aufbau richtig eingestellt ist. **Bringen Sie zum Versuch einen FAT-formatierten USB-Stick mit.** Alle am Oszilloskop betrachteten Signale sollten Sie auf diesem USB-Stick speichern und später in Ihre Auswertung einfügen.

Die Hochspannungsversorgung der Detektoren erfolgt nur durch den Betreuer!

Die Handhabung der radioaktiven Quellen erfolgt nur durch den Betreuer!

Vorverstärkersignal am Oszilloskop Die Quelle sollte sich für diese Messung etwa in der Mitte der Detektorfläche befinden. Die in diesem Versuch verwendeten NaI-Szintillatoren haben bereits einen Vorverstärker integriert. Schließen Sie den Ausgangskanal eines der beiden Detektoren an Kanal 1 des Oszilloskops an. Nutzen Sie Autoset und verändern Sie dann Größe und Lage des Signals sowie das Triggerlevel, bis das Signal gut zu erkennen ist. Suchen Sie über Single/Seq ein repräsentatives Signal aus und speichern Sie dieses auf dem USB-Stick.

TFA-Signal am Oszilloskop Verbinden Sie den Detektor wieder mit dem Eingang des TFA und jetzt den Ausgang des TFA mit Kanal 1 des Oszilloskops. Gehen Sie wie oben vor, um ein gutes Signal zu speichern.

Diskriminatorsignal am Oszilloskop Verbinden Sie den Ausgang des TFAs mit dem jeweiligen Eingang am Constant-Fraction-Discriminator. Nun verbinden Sie den BK-Out Ausgang des CFD mit Kanal 1 des Oszilloskops und den CF-MON Ausgang mit Kanal 2. Wenn Sie im Trigger-Menü des Oszilloskops nun als Quelle Kanal 1 auswählen, wird immer dann ein Signal dargestellt, wenn ein logisches Signal erzeugt wird. Durch Veränderung der Schwellen können so nun Signale, die zu verschiedenen Energien gehören, herausgefiltert werden. Testen Sie verschiedene Einstellungen des CFD und beobachten Sie dabei die Zählrate und das CFD Signal. Speichern Sie wieder ein Signal ab.

Einstellung der Diskriminatoren Ist der CFD wie oben angeschlossen, kann die Veränderung der akzeptierten Signale am Oszilloskop beobachtet werden. Stellen sie beide

CFDs so ein, dass nur γ -Quanten mit 511 keV zugelassen werden. Schließen Sie anschließend beide CFDs an die Koinzidenzeinheit an sodass die Schaltung wie in Abb. 4 entsteht. Beobachten Sie das Lämpchen der Koinzidenzeinheit. Wenn Sie den Winkel eines Detektors verändern, sollte dieses erlöschen.

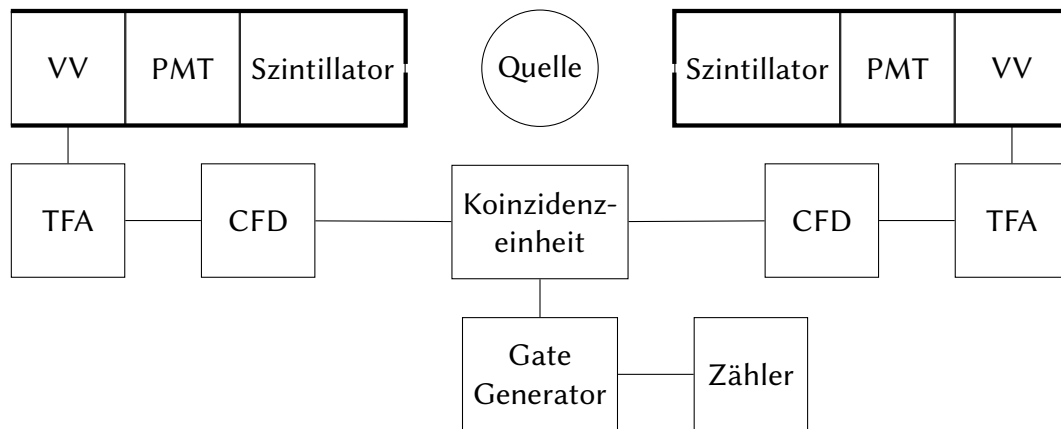


Abbildung 4: Schematische Schaltskizze der Koinzidenzmessung. PMT: Photomultiplier; VV: Vorverstärker, TFA: Timing Filter Amplifier, CFD: Constant-Fraction-Discriminator. Beachten Sie, dass der Szintillator bis auf ein kleines Loch in der Mitte der Vorderseite durch Blei abgeschirmt ist.

3.2 Ortsauflösung der Koinzidenzmessung

In diesem Versuchsteil soll die Ortsauflösung der Koinzidenzmessung bestimmt werden. Dazu wird untersucht, welchen Einfluss die Lage der Quelle bezüglich der Line of Response (LoR) der Detektoren auf die Koinzidenzzählrate hat. Des Weiteren werden dadurch die Fehlergrenzen für den PET-Scan der Schatzkiste bestimmt. Gehen Sie dazu wie folgt vor:

1. Positionieren Sie die Quelle mittig auf dem Wagen.
2. Verschieben Sie den Wagen mit fester Schrittweite durch den relevanten Bereich, der von den Detektoren abgedeckt wird und messen Sie die Anzahl der Koinzidenzen für jeweils 60 s. Im interessanten Bereich sollten Sie eine kleinere Schrittweite wählen.
3. Insgesamt sollen 20 Messwerte aufgenommen werden.

Die Schaltung für diesen Versuchsteil ist in Abbildung 4 schematisch dargestellt.

3.3 PET-Scan der Truhe

Sie erhalten jetzt von Ihrem Betreuer eine verschlossene Truhe, in der sich eine oder mehrere ^{22}Na Quellen verschiedener Intensität befinden. Die Truhe besteht aus einem 10x10 Raster mit einem Abstand von 1 cm zwischen den möglichen Quellenpositionen.

Um ein eindeutiges Ergebnis über die Position der Quellen zu erhalten, muss die Messung folgendermaßen durchgeführt werden: Zunächst wird die Quelle in x-Richtung gescannt, anschließend um 90° gedreht, und die Messung wird in y-Richtung wiederholt. Da man nicht unterscheiden kann, wo auf der Line of Response sich die Quelle befindet, erhält man durch diese beiden Messungen 4 Quellenpositionen. Um diese falschen Positionen herauszurechnen, wird nun noch eine Diagonalmessung durchgeführt, d.h. die Truhe wird um 45° gedreht und eine weitere Messung durchgeführt. Abbildung 5 gibt einen Überblick über die Geometrie.

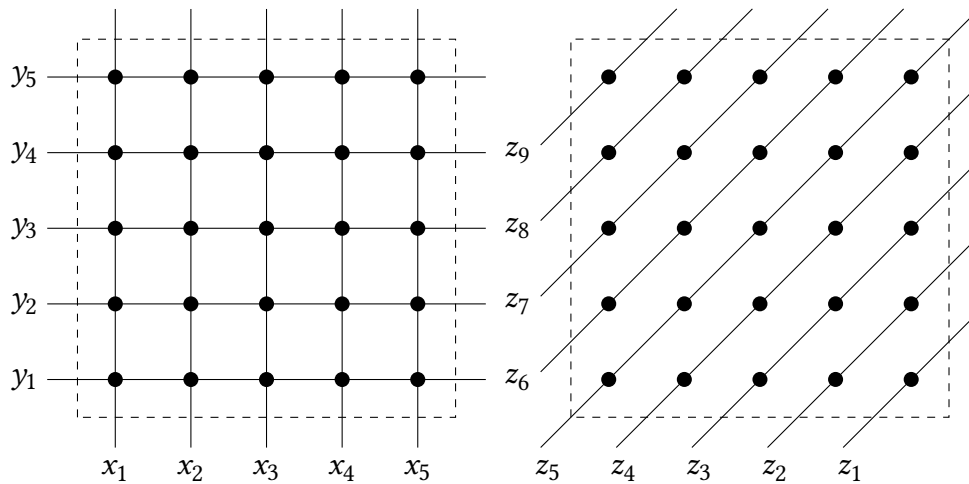


Abbildung 5: Aus den hier dargestellten 5 Werten in x- und y-Richtung erhält man durch Multiplikation 25 Messwerte. Zur Vermeidung von Artefakten wird die Messung in Diagonalrichtung durchgeführt.

Weiterführende Fragen:

- Wie muss die Truhe gescannt werden, um ein eindeutiges Ergebnis bzgl. der Lage und der Aktivität der Quellen zu erhalten?
- Der x- bzw. y-Abstand zwischen den Messpositionen ist 1 cm. Was ist der Abstand für die Diagonalmessung?

3.4 Winkelabhängigkeit

Im letzten Versuchsteil soll die Kollinearität der Photonen aus der e^+e^- -Paarvernichtung nachgewiesen werden. Dazu gehen Sie wie folgt vor:

1. Zunächst werden beide Constant-Fraction Diskriminatoren so eingestellt, dass nur die 511 keV Linien betrachtet werden, s. Abb. 6 links. Man betrachtet also nur Koinzidenzen von γ -Quanten, die der Paarvernichtung entsprechen.

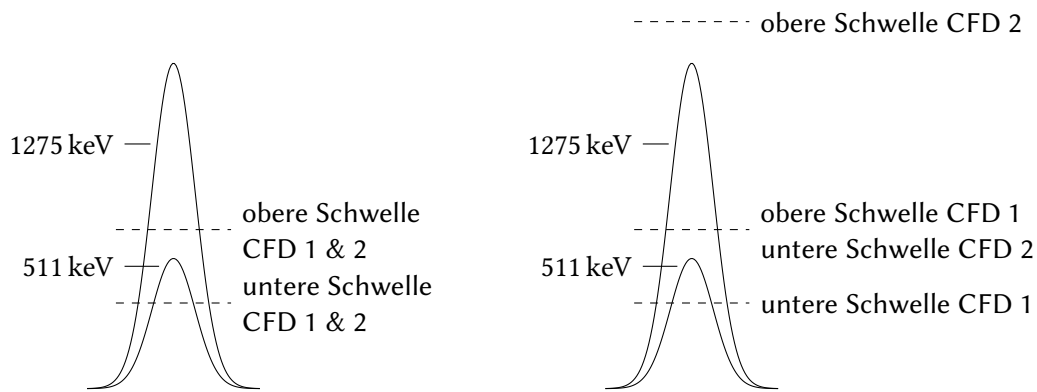


Abbildung 6: Schematische Darstellung der Signalformen für 511 keV und 1275 keV. Die gestrichelten Linien sind die jeweiligen oberen und unteren Schwellen der Constant-Fraction Diskriminatoren.

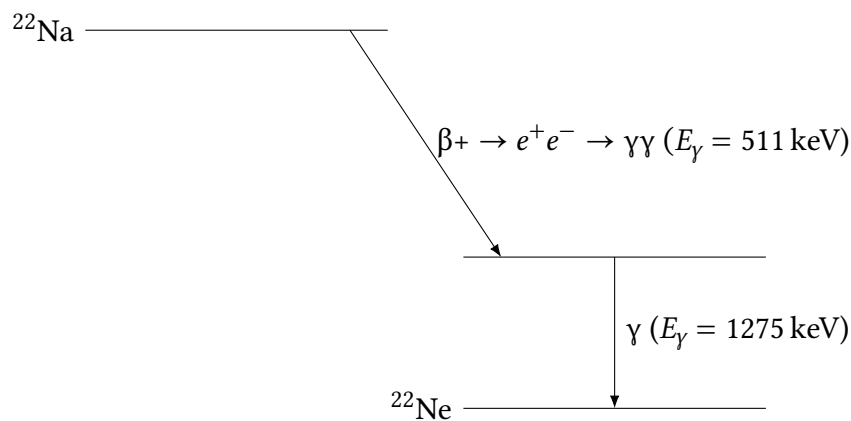


Abbildung 7: Im letzten Versuchsteil wird die Koinzidenz zwischen den γ -Quanten aus der Paarvernichtung und dem Zerfall des angeregten Zustands von ^{22}Ne betrachtet.

2. Positionieren Sie die Quelle auf der LoR der beiden Detektoren und vermessen die den Winkelbereich von -5° bis 5° in 0.5° Schritten für jeweils 60 s.
3. Anschließend werden die Schwellen der CFDs so eingestellt, dass man mit einem Detektor nur die 511 keV Linie und mit dem zweiten Detektor nur die 1275 keV Linie selektiert (s. Abb. 6 rechts). Sie betrachten nun Koinzidenzen zwischen den γ -Quanten aus der Paarvernichtung und den γ -Quanten aus dem Zerfall von ^{22}Ne in den Grundzustand (s. Abb. 7).
4. Gehen Sie für die Messung genauso vor, wie unter Punkt 2 beschrieben. Welche Unterschiede in den Ergebnissen erwarten Sie?

4 Auswertung

Signale am Oszilloskop Fügen Sie die gespeicherten Signale in Ihre Auswertung ein. Geben Sie auch die Einstellungen des jeweiligen Elektronikmoduls an und interpretieren Sie die Signale anhand der folgenden Fragen:

1. Was ist die jeweilige Signalthöhe und -breite, und welche Bedeutung haben diese?
2. Welche Unterschiede ergeben sich nach den Modulen?
3. Welche Module liefern logische Signale?

Bestimmung der Ortsauflösung Tragen Sie die Position des Wagens (Fehlerdiskussion!) gegen die gemessene Koinzidenzzählrate grafisch auf (mit x-y-Fehlern). Fitten Sie den Peak mit einer Gaußkurve (mit x-y-Fehlern) und bestimmen Sie die Halbwertsbreite mit Fehler. Wie dient dieses Ergebnis als Fehler für die weiteren Messungen?

Tipp: Für den Plot und Fit bietet sich Python mit Matplotlib bzw. Scipy an.

Auswertung des PET-Scans Das Ziel dieses Teils ist es, die Lage und das Verhältnis der Aktivität der Quellen in der verschlossenen Truhe zu bestimmen. Errechnen Sie aus den aufgenommenen x-, y- und z-Werten durch Multiplikation die Werte der Matrix der zweidimensionalen Verteilung. Stellen Sie insbesondere sicher, dass die verschiedenen Werte in der richtigen Ausrichtung eingerechnet werden. Stellen Sie die Lage der Quelle sowie das Verhältnis der Aktivitäten grafisch dar.

Tipp: Für diese Auswertung bietet sich Excel an. Die Formel in jeder der 10x10-Zellen-Matrix kann entweder manuell oder mittels der Indirekt-Funktion automatisiert eingegeben werden. Der Logarithmus der Werte lässt sich dann mit einer Farbskala gut visualisieren.

Analyse der Winkelabhängigkeit Tragen Sie für beide Messungen die Anzahl der Ereignisse gegen den Winkel auf und bestimmen Sie die Halbwertsbreite für die 511/511-Messung. Diskutieren Sie die unterschiedlichen Verläufe.

Literatur

- [1] G. Saha, *Basics of PET Imaging: Physics, Chemistry, and Regulations* (Springer, 2016), ISBN: 9783319164229, 10.1007/978-3-319-16423-6.
- [2] M. Phelps, *PET: Physics, Instrumentation, and Scanners* (Springer, 2006), ISBN: 9780387349466, 10.1007/0-387-34946-4.
- [3] S. Reardon, „Whole-body PET scanner produces 3D images in seconds“, *Nature* **570**, 285 (2019) 10.1038/d41586-019-01833-z.
- [4] K. Kubota, „From tumor biology to clinical PET: A review of positron emission tomography (PET) in oncology“, *Annals of Nuclear Medicine* **15**, 471 (2001) 10.1007/BF02988499.
- [5] H. Herzog, „Methods and applications of positron-based medical imaging“, *Radiation Physics and Chemistry* **76**, 337 (2007) 10.1016/j.radphyschem.2006.03.063.
- [6] M. A. Mandelkern, „Nuclear Techniques for Medical Imaging: Positron Emission Tomography“, *Annual Review of Nuclear and Particle Science* **45**, 205 (1995) 10.1146/annurev.ns.45.120195.001225.
- [7] J. M. Zaucha u. a., „The role of PET/CT in the modern treatment of Hodgkin lymphoma“, *Cancer Treatment Reviews* **77**, 44 (2019) 10.1016/j.ctrv.2019.06.002.
- [8] W. Demtröder, *Experimentalphysik 4: Kern-, Teilchen- und Astrophysik* (Springer Spektrum, Berlin, Heidelberg, 2017), ISBN: 9783662528839, 10.1007/978-3-662-52884-6.
- [9] G. Knoll, *Radiation Detection and Measurement* (Wiley, 2010), ISBN: 9780470131480.
- [10] W. Leo, *Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments: A How-to Approach* (Springer, 1994), ISBN: 9783540572800, 10.1007/978-3-642-57920-2.
- [11] Dschwen, *Constant Fraction*, Wikimedia Commons, CC BY-SA 4.0, 2006, https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Constant_fraction_1.svg.
- [12] Tdudziak, *CFD Diagram*, Wikimedia Commons, CC BY-SA 2.5, 2019, https://commons.wikimedia.org/wiki/File:CFD_Diagram1.jpg.