



Technische Universität Darmstadt
Fachbereich Physik
Institut für Kernphysik

Versuch 2.8-B:
**Grundlagen der
Positronen-Emissions-Tomographie**

Praktikum für Fortgeschrittene

Von

Daniel RIELÄNDER
(1206706)

&

Mischa HILDEBRAND
(1270606)

15. Oktober 2007

Versuchsleiter: Sebastian Müller

Diese Ausarbeitung wurde von Daniel Rieländer und Mischa Hildebrand eigenständig erstellt. Eventuell aus anderen Quellen entnommene Zitate sind immer eindeutig als solche gekennzeichnet und im Literaturverzeichnis gelistet.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	3
1.1	Positronen-Emissions-Tomographie	3
1.2	Ziel des Versuchs	4
2	Physikalischer Hintergrund	4
2.1	β^+ -Zerfall und Positronen	4
2.2	γ -Strahlung	4
2.3	Szintillationszähler	5
2.4	Physikalische Eigenschaften der verwendeten Isotope	5
3	Messtechnik: Koinzidenzmessung & elektronische Bauteile	5
4	Experiment	7
4.1	Aufbau	7
4.2	Durchführung	7
5	Auswertung	9
5.1	Das Detektorsignal am Oszilloskop	9
5.2	Das Verstärkersignal am Oszilloskop	10
5.3	Das TFA-Signal am Oszilloskop	11
5.4	Das Diskriminatorsignal am Oszilloskop	12
5.5	Das TAC-Signal am Oszilloskop	13
5.6	Das Spektrum der ^{22}Na -Quelle	14
5.7	Ortsauflösung der Koinzidenzmessung	15
5.8	PET-Analyse der Schatztruhe	15
6	Ergebnis	16

1 Einleitung

1.1 Positronen-Emissions-Tomographie

Die Positronen-Emissions-Tomographie (kurz: *PET*) ist ein in der modernen Medizin häufig eingesetztes bildgebendes Verfahren. Sie wurde Mitte der Siebziger Jahre erstmals klinisch eingesetzt und ermöglicht es, Veränderungen im Stoffwechsel eines Patienten (z.B. Tumoren) frühzeitig zu erkennen.

Im Gegensatz zur Computer- und Röntgentomographie wird bei der PET das Bild allerdings nicht durch unterschiedlich starke Absorption einer auf den Patienten gerichteten Strahlung erzeugt, sondern es wird die Strahlungsintensität gemessen, die vom Patienten selbst ausgeht. Dazu wird dem Patienten ein sog. *Tracer* verabreicht. Darunter versteht man ein Radionuklid, das durch Stoffwechselprozesse schnell im Körper verteilt wird und unter Emission eines Positrons ($=\beta^+$ -Zerfall) in das nächstniedrigere stabile Nuklid zerfällt. Es ist klar, dass nicht jeder beliebige β^+ -Strahler verwendet werden kann; viel mehr muss ein Tracer den folgenden Anforderungen genügen:

- **Geeignete Halbwertszeit ($\sim$ einige Minuten bis Stunden):** Die Halbwertszeit darf nicht zu kurz, aber auch nicht zu lang sein, da der Tracer einerseits einige Minuten braucht, um im gesamten Körper verteilt zu werden, andererseits soll der Patient aber auch nicht unnötig lange belastet werden.
- **Niedrige Ordnungszahl:** Damit ihn der Körper gut aufnehmen kann, wird der Tracer i.d.R. „getarnt“, indem er in ein Molekül (z.B. Glukose) eingebunden wird, das vom Körper gewöhnlich verarbeitet wird, sodass dieses radioaktiv markierte Molekül wie sein nicht-radioaktives Äquivalent gehandhabt wird. Dies funktioniert offensichtlich nur mit Atomkernen niedriger Ordnungszahl.
- **Einfache und kostengünstige Herstellung:** Meistens werden Tracer deshalb hergestellt, in dem man stabile Elemente im Zyklotron mit Protonen beschießt. Dieser spezielle Teilchenbeschleuniger ist leicht herzustellen und nur wenige Zentimeter groß.
- **Möglichst keine γ -Emission beim Zerfall:** Zusätzlich beim Zerfall auftretende γ -Quanten können bei der PET zu ungenauen Messergebnissen führen, da sie u.U. als Zerfallsprodukt der Positronen interpretiert werden ($\rightarrow$ falsche Koinzidenzen).

In der Praxis kommen fast ausschließlich die Isotope ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O und ^{17}F zum Einsatz, die Halbwertszeiten zwischen 2 und 110 Minuten haben.

Die beim β^+ -Zerfall des Tracers emittierten Positronen werden im Körper durch Stöße schnell abgebremst; nach einer Reichweite von maximal 2 Millimetern erreichen sie termische Energie und zerstrahlen schließlich mit einem Elektron zu zwei γ -Quanten. Diese haben entgegengesetzten Impuls und fliegen somit unter einem Winkel von 180° auseinander. Dies macht man sich bei

2 Physikalischer Hintergrund

der PET zunutze, um den (eindimensionalen) Ort der Zerstrahlung mittels einer *Koinzidenz-Messanordnung* zu bestimmen. Da in klinischen Tomographen mehrere Hundert Detektoren ringförmig angeordnet sind, lässt sich somit ein Großteil der Koinzidenzen auffangen und zu einem zweidimensionalen Bild verarbeiten. Um ein dreidimensionales Bild zu erhalten, werden mehrere Ringe hintereinander gleichzeitig verwendet oder man fährt einen einzigen Ringtomographen nach jeder Messung axial ein Stückchen weiter.

Die Methode der PET ist nicht nur auf die klinische Anwendung beschränkt. Sie eignet sich darüber hinaus zur Bestimmung der Dichteverteilung in verschiedenen Materialien, da die Absorptionsrate von Positronen in einem weiten Energiebereich proportional zur Elektronendichte und damit auch etwa proportional zur Massendichte ist.

1.2 Ziel des Versuchs

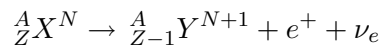
In diesem Versuch soll mittels eines BGO-Detektorpaars eine einfache (nicht bekannte) Aktivitätsverteilung bestimmt werden. Dazu sind in einer quadratischen Box (im Versuch als *Schatzkiste* bezeichnet) zwei ^{22}Na -Quellen versteckt, deren Position und relative Aktivität zueinander bestimmt werden soll.

Um das Prinzip der Koinzidenzmessung und den Versuchsaufbau vollständig zu verstehen, sollen zunächst die Ausgangssignale aller verwendeten elektronischen Bauteile aufgenommen und interpretiert werden. Anschließend wird das γ -Spektrum einer ^{22}Na -Quelle gemessen sowie die Orts- und Zeitauflösung der Koinzidenzschaltung bestimmt. Erst am Ende wird die *Schatzkiste* „gescannt“ und mit den daraus gewonnenen Daten ein zweidimensionales Bild der Aktivitätsverteilung erstellt.

2 Physikalischer Hintergrund

2.1 β^+ -Zerfall und Positronen

Beim β^+ -Zerfall wandelt sich ein Proton in ein Neutron um. Dabei werden ein Positron und ein Neutrino freigesetzt. Das Positron ist das Antiteilchen zum Elektron; es hat eine positive elektrische Ladung und die gleiche Masse wie ein Elektron ($m_{e^+} = 511 \text{ keV}/c^2$). In der Karlsruher Nuklidkarte sind β^+ -Strahler rot gekennzeichnet; sie besitzen (mit wenigen Ausnahmen) mehr Protonen als ihre stabilen „Partnerkerne“ und sind daher i.d.R. links (bzw. oberhalb) von der Achse der stabilen Nuklide zu finden. Das Zerfallsschema kann man wie folgt beschreiben:



Positronen können auch bei der Paarbildung entstehen (siehe nächsten Abschnitt).

2.2 γ -Strahlung

γ -Strahlen sind elektromagnetische Wellen, die abhängig von ihrer Energie unterschiedlich mit Materie wechselwirken können. Bei Energien kleiner als 100 keV

dominiert der **Photoeffekt**, bei dem ein Elektron aus seinem Atomverband herausgeschlagen wird. Bei mittleren Energien um 1 MeV tritt der **Compton-Effekt** auf. Hierbei wird das γ -Quant an einem freien Elektron gestreut. Bei hohen Energien über 1022 MeV ist die **Paarbildung** möglich. Aus dem γ -Quant entstehen ein Elektron und ein Positron; das Positron zerstrahlt wieder mit dem nächsten Elektron zu zwei γ -Quanten mit je 511 keV Energie.

2.3 Szintillationszähler

Ein Szintillationszähler besteht im Wesentlichen aus einem Kristall mit fluoreszierenden Eigenschaften und einem Photomultiplier. Er hat den Vorteil, dass er nicht nur die Anzahl der ankommenden γ -Quanten zählt, sondern diesen auch Energiewerte zuordnet.

Trifft ein γ -Quant auf den Szintillationskristall, so regt es dort Atome an, die unter Aussendung von kurzen Lichtblitzen wieder in ihren Grundzustand zurückfallen. Sobald einer dieser Lichtblitze auf den Photomultiplier trifft, wird zunächst ein Elektron aus der Photoplatte herausgeschlagen, das durch eine spezielle Anordnung von Dynoden zahlreiche Sekundärelektronen herausschlägt, die ein angelegtes Spannungsgefälle durchlaufen und ihrerseits weitere Elektronen herausschlagen. Dadurch wird am Ende des Photomultipliers ein Stromimpuls erzeugt, der proportional zur Energie des verursachenden γ -Quants ist und mit entsprechender Messelektronik gezählt und analysiert werden kann.

2.4 Physikalische Eigenschaften der verwendeten Isotope

In unserem Versuch arbeiteten wir mit dem Natrium-Isotop ^{22}Na . Dieses Nuklid ist für den Versuch gut geeignet, da es eine recht große Halbwertszeit hat und daher bequem über mehrere Jahre aufbewahrt werden kann. Zur Anwendung in der medizinischen PET ist ^{22}Na aber gerade deshalb *nicht* geeignet, da es den Patienten zu lange belasten würde und weil dessen Spektrum außerdem bei 1275 keV einen γ -Peak hat, der die Messung stören würde. Im klinischen Bereich werden daher die Isotope ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O und ^{18}F als Tracer verwendet, deren Halbwertszeiten in der folgenden Tabelle aufgeführt sind:

Isotop	Zerfallsart	Halbwertszeit	Tochternuklid
^{11}C	β^+	20 min	^{11}B
^{13}N	β^+	10 min	^{13}C
^{15}O	β^+	2,3 min	^{15}N
^{18}F	β^+	110 min	^{18}O
^{22}Na	β^+, γ	2,6 y	^{22}Ne

3 Messtechnik: Koinzidenzmessung & elektronische Bauteile

Durch geschickte Hintereinanderschaltung verschiedener elektronischer Bauteile ist es möglich, Koinzidenzen, d.h. in etwa gleichzeitig auftretende Ereignisse,

zu zählen. Die Ausgangssignale der beiden Szintillationsdetektoren laufen jeweils über einen Timing Filter Amplifier (TFA), der die Signale verstärkt und deren Anstiegsflanke verkürzt. Dahinter ist jeweils ein Diskriminator (CFD) geschaltet, der abhängig vom eingestellten Schwellenwert ein logisches Signal („Amplitudenausschlag“ oder „kein Amplitudenausschlag“) ausgibt. Da man im Allgemeinen nicht weiß, welcher der beiden Detektoren das γ -Quant zuerst registriert, schaltet man eine Delay-Einheit hinter einen der beiden Diskriminatoren ($\rightarrow$ siehe Abbildung 1). Hierdurch wird erreicht, dass das Signal dieses Diskriminators um eine feste Zeitspanne verzögert wird. Dementsprechend kann das Ausgangssignal des Delays immer als Stop-Signal im Time-to-Amplitude-Converter (TAC) verwendet werden, insofern das zu messende Koinzidenzintervall klein gegen die Delayzeit ist. Das Ausgangssignal des Diskriminators ohne nachgeschalteten Delay ist das Startsignal.

Im TAC laufen also beide „Detektorzweige“ zusammen; ausgegeben wird ein Puls, dessen Amplitude proportional abhängig vom Zeitintervall zwischen dem Start- und dem Stop-Signal ist. Schließlich wandelt der ADC (Analog-to-Digital-Converter) das analoge Signal in ein digitales um und sortiert die ankommenden Peaks nach ihrer Amplitude in die $1024 (= 2^9)$ zur Verfügung stehenden „Fächer“ (Kanäle) ein. Das bedeutet also, dass die Kanalnummer unmittelbar mit der Zeitdifferenz zwischen den beiden im TAC eingehenden Signalen gekoppelt ist: je höher die Kanalnummer, umso weiter lagen die beiden Ereignisse zeitlich auseinander.

Anschaulich kann man sich das so vorstellen, als würden zwei Synchronschwimmer ohne gegenseitigen Sichtkontakt mehrfach die gleiche Figur schwimmen. Natürlich werden sie es kaum schaffen, exakt im selben Moment die gleichen Bewegungen auszuführen; aber je zeitnäher ihre Bewegungen aneinander liegen, umso besser werden sie benotet. Unsere Noten sind die Kanäle; nur gibt es davon nicht sechs wie im deutschen Schulsystem, sondern 1024. Je synchroner aber die Bewegung verläuft, um so niedriger die zugeordnete Kanalnummer.

Befindet sich kein β^+ -Strahler zwischen den Detektoren, so werden nur zufällige Ereignisse registriert – dies ist die sog. Untergrundstrahlung, die immer vorhanden ist. Legt man aber die ^{22}Na -Quelle zwischen auf die Line of Response (LOR) zwischen den Detektoren, so bildet sich ein klarer Peak heraus, der durch reale Koinzidenzen verursacht wird. Subtrahiert man das Spektrum der Untergrundstrahlung von diesem Spektrum der ^{22}Na -Quelle bei gleicher Messdauer, so ist das Integral dieser „Kurve“ gerade die Anzahl der von den Detektoren gleichzeitig registrierten γ -Quanten und damit proportional zur Anzahl der β^+ -Zerfälle in der ^{22}Na -Quelle.

Nimmt man mehrere Messungen dieser Art an verschiedenen Stelle des Versuchsobjekts (wie z.B. der Schatzkiste) vor, so lässt sich zunächst dessen eindimensionale Aktivitätsverteilung (in x-Richtung) ermitteln; eine zweidimensionale Aktivitätsverteilung erhält man, indem man diese Prozedur nach einer Drehung des Versuchsobjekts um 90° wiederholt (Messung in y-Richtung) und zusätzlich einige Diagonalmessungen vornimmt ($\rightarrow$ *Details siehe Auswertung*).

4 Experiment

4.1 Aufbau

Der Aufbau der Koinzidenz-Messanordnung wurde in Abschnitt 3 bereits ausführlich erläutert und kam beim Analysieren der *Schatztruhe* zum Einsatz. Er ist im Folgenden anschaulich skizziert. Für die anderen Aufgabenteile verwendeten wir teilweise nur einen Zweig der Messanordnung bzw. bei der Oszilloskop-Analyse nur jeweils eine der Komponenten.

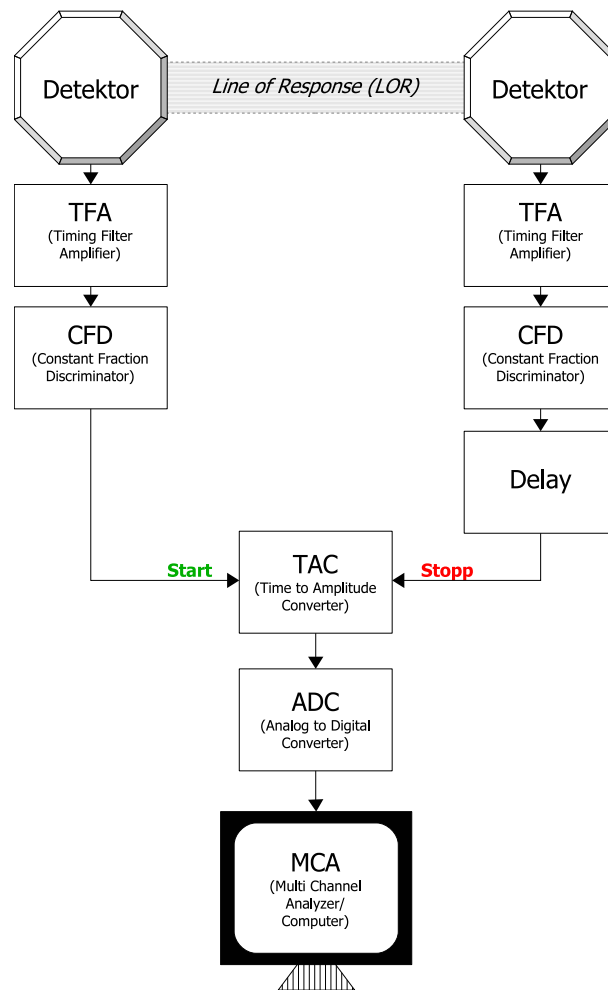


Abbildung 1: Schematische Darstellung der Messanordnung zur Koinzidenzmessung

4.2 Durchführung

Der Versuch unterteilt sich in verschiedene Abschnitte. Zuerst wurden die verwendeten elektronischen Bauteile mit einem Oszilloskop untersucht. Dazu haben wir einen der beiden BGO-Detektoren an das Oszilloskop angeschlossen und das wiedergegebene Signal skizziert. Danach haben wir schrittweise weitere elektronische Bauteile hintereinander zwischen Detektor und Oszilloskop geschaltet:

4 Experiment

Verstärker, TFA, Diskriminator und einen TAC. Nach jedem weiteren Einbau wurde das Signal mit dem Oszilloskop betrachtet und skizziert.

Außerdem nahmen wir das Spektrum einer ^{22}Na -Quelle auf, indem wir den ADC direkt hinter den Verstärker schalteten. Zur grafischen Auswertung stand uns das Programm *WinTMCA* zur Verfügung, mit dem wir eine Energieeichung des Spektrums durchführen konnten, indem wir einfach den beiden auftretenden Peaks ihre charakteristischen Energien zuordneten. Anschließend führten wir zwei Messungen mit zwischengeschaltetem Delay-Einschub bei unterschiedlichen Zeitverzögerungen durch, um damit die Zeitachse zu eichen.

Im nächsten Teil des Versuchs standen wir vor der Aufgabe, die Ortsauflösung unserer folgenden Koinzidenzmessungen zu bestimmen. Hierzu haben wir die Strahlungsintensität einer als punktförmig zu betrachtenden ^{22}Na -Quelle auf einem Wagen gemessen, den wir senkrecht zur *Line of Response* verschieben konnten. Diese Messung wurde 20 mal auf verschiedenen Positionen mit maximalem Abstand von 1,5 cm zur *LOR* der Detektoren durchgeführt. Die Halbwertsbreite des daraus erstellten gaußverteilten Diagramms sollte uns Aufschluss über die lokale Genauigkeit unserer Messungen geben.

Im letzten Teil des Versuchs haben wir schließlich die *Schatztruhe* analysiert. Diese war eine verschlossene quadratische Kiste von 12 cm Seitenlänge und wenigen cm Höhe, die in eine Matrix von 10×10 Feldern eingeteilt war. Auf zwei dieser Felder waren ^{22}Na -Isotope unterschiedlicher Strahlungsintensität deponiert. Um die Positionen dieser Isotope herauszufinden, haben wir zehn Messungen in x-Richtung, zehn Messungen in y-Richtung und eine Messung in der einer Diagonalmessung der Kiste durchgeführt, sodass wir am Ende das „Versteck“ der beiden ^{22}Na -Quellen problemlos bestimmen konnten.

5 Auswertung

5.1 Das Detektorsignal am Oszilloskop

Das Signal des Detektors brachte wie erwartet am Oszilloskop zwei starke Linien hervor. Diese sind in der Skizze eingezeichnet und gehören zu den γ -Energien der Positron-Elektron-Annihilation (511 keV) bzw. des Rückfalls des angeregten ^{22}Ne -Kerns in den Grundzustand beim Zerfall von ^{22}Na (1275 keV). Darüber hinaus waren auf dem Oszilloskop ständig wechselnde schwächer gezeichnete Linien mit unterschiedlich starker Amplitude zu erkennen, die offenbar von Compton-gestreuten γ -Quanten und zufälligen Ereignissen ($\rightarrow$ *Untergrundstrahlung*) herrühren. Zu diesen Ereignissen sind auch die Quanten zu zählen, welche aus der Höhenstrahlung resultieren.

Unsere Einstellungen am Oszilloskop waren (wie in der Versuchsbeschreibung vorgegeben): Channel 2: 50 mV, Time: 10 μs .

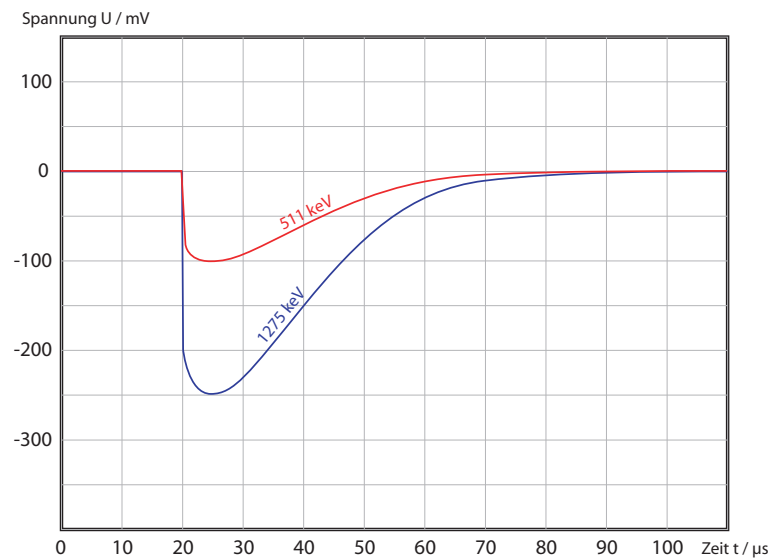


Abbildung 2: Skizze der beiden stärksten Linien bei Betrachtung des Detektorsignals am Oszilloskop

5 Auswertung

5.2 Das Verstärkersignal am Oszilloskop

Nach dem Hinzuschalten des Verstärkers ändert sich das Bild am Oszilloskop stark. Das Signal erscheint nun nicht nur um ein Vielfaches verstärkt und verkürzt, sondern auch mit positiver Anstiegsflanke. Außerdem wurde vom Verstärker offenbar ein Undershoot nach dem positiven Hauptausschlag erzeugt, der nur langsam wieder zur Nulllinie zurück geht.

Unsere Einstellungen bei der Messung: Channel 2: 1000 mV, Time: 1 μ s.

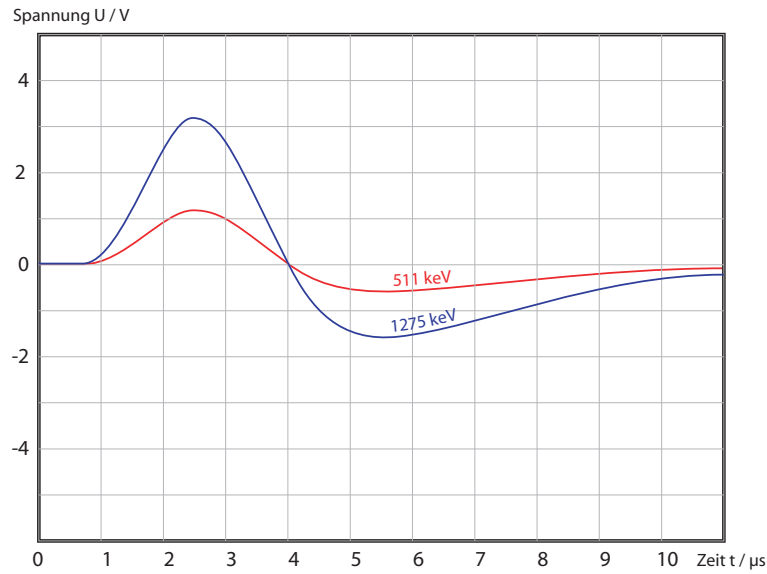


Abbildung 3: Skizze der beiden stärksten Linien bei Betrachtung des Verstärkersignals am Oszilloskop

5.3 Das TFA-Signal am Oszilloskop

Das vom Verstärker ausgegebene Signal muss nun wieder mit einer steilen Anstiegsflanke versehen werden, um Zeitauflösung möglichst genau zu machen. Dies erfüllt der TFA ziemlich gut, sodass als Ausgangssignal des TFAs ein Signal ausgegeben wird, das dem ursprünglichen Detektorsignal sehr gut entspricht mit dem entscheidenden Unterschied, dass die Amplitude auf 1 bzw. 2,5 V verstärkt und das Signal auf wenige μs verkürzt ist.

Unsere Einstellungen bei der Messung: Channel 2: 500 mV, Time: 0,25 μs .

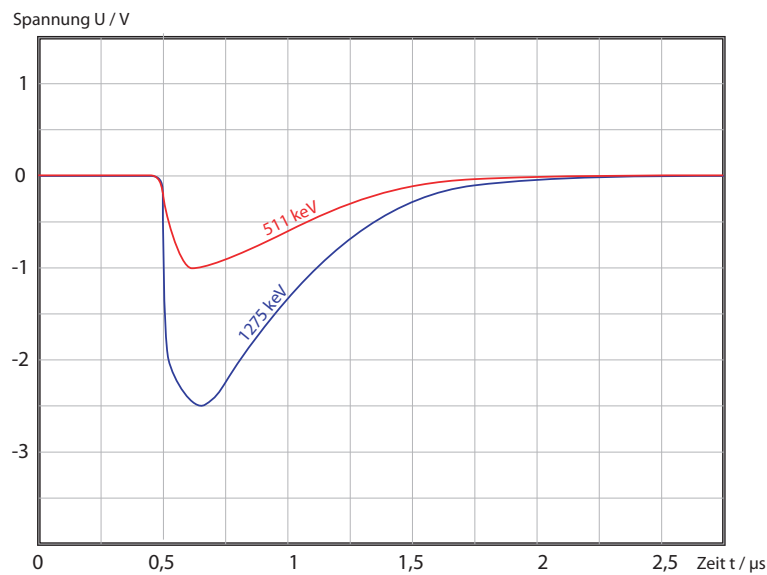


Abbildung 4: Skizze der beiden stärksten Linien bei Betrachtung des TFA-Signals am Oszilloskop

5.4 Das Diskriminatorsignal am Oszilloskop

Der Diskriminator ist die letzte Stufe, die das Signal durchlaufen muss, bevor es in den TAC gelangt. Er erzeugt ein logisches Rechteck-Signal von 1 V ab einem von uns festgelegten Schwellenwert, sodass zum einen die Anstiegsflanke nun nahezu unendlich steil ist, zum anderen aber auch dasjenige Signal ausgeblendet wird, welches vom Rückfall des angeregten ^{22}Ne -Kerns herrührt und dessen erzeugende γ -Quanten daher nichts mit einer Koinzidenz zu tun haben. Nach dem Durchgang durch den Diskriminator ist das Signal also von allen „unwesentlichen“ Informationen befreit und damit für den TAC perfekt vorbereitet.

Unsere Einstellungen bei der Messung: Channel 2: 250 mV, Time: 100 ns.

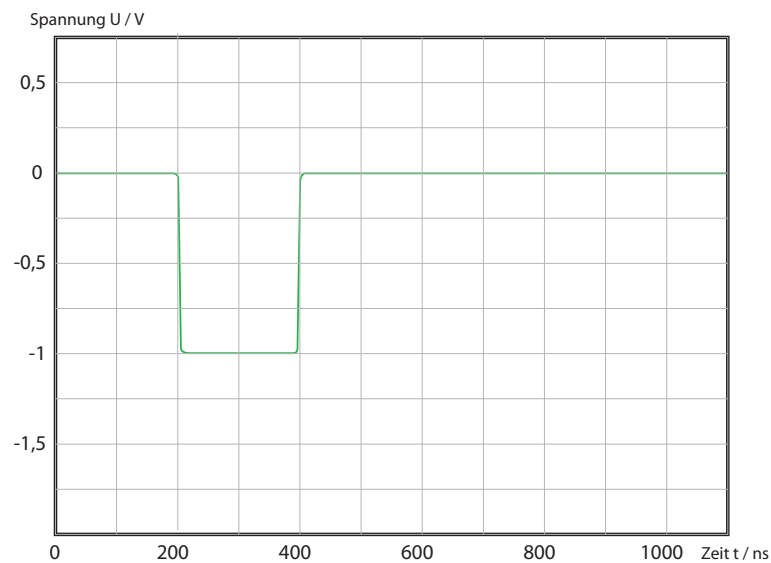


Abbildung 5: Skizze des Diskriminator-Signals am Oszilloskop

5.5 Das TAC-Signal am Oszilloskop

Der TAC erhält nun die Ausgangssignale der beiden Diskriminatoren, wobei eines der beiden Signale durch einen Delay-Einschub erst verzögert ankommt. Er erzeugt aus den beiden eingehenden logischen Signalen wieder ein logisches Signal, dessen Plateau-Höhe (=Amplitude) proportional zur Zeitdifferenz der beiden Eingangssignale ist. Die Signalthöhe (und nach dem Durchlauf durch den ADC auch die Kanalnummer) ist also ein Maß dafür, wieviel Zeit zwischen den beiden Eingangsereignissen vergangen ist und damit ein Maß für die „Qualität“ der Koninzenz.

Unsere Einstellungen bei der Messung: Channel 2: 500 mV, Time: 1 μ s.

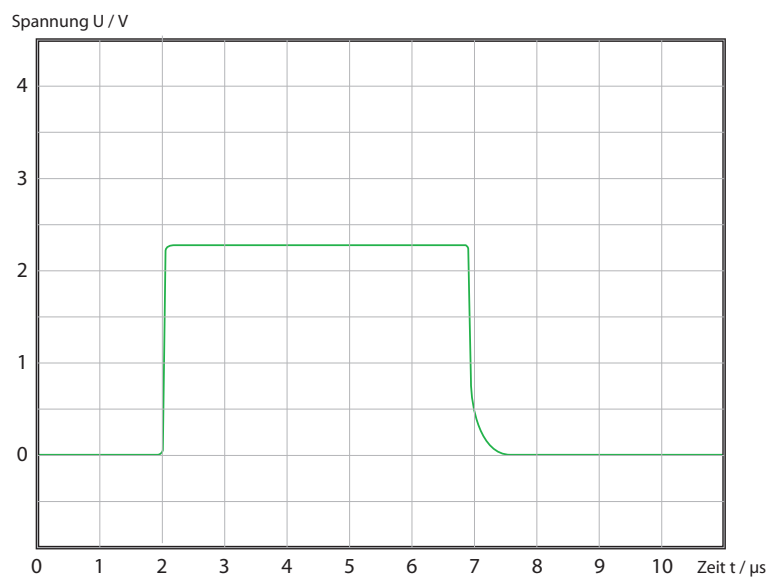
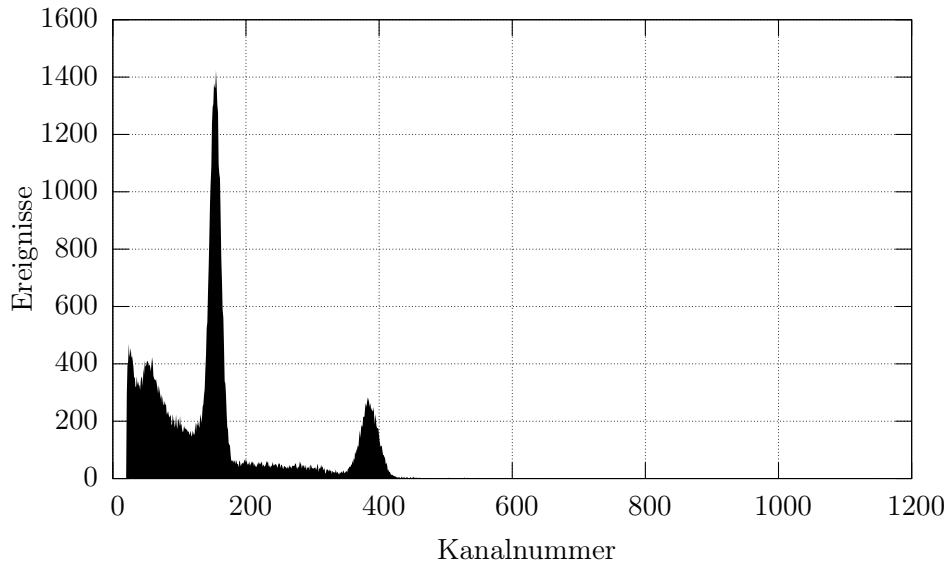


Abbildung 6: Skizze des TAC-Signals am Oszilloskop

5.6 Das Spektrum der ^{22}Na -QuelleAbbildung 7: Das Spektrum der ^{22}Na -Quelle

Im gemessenen Spektrum von ^{22}Na sind zwei klare Peaks zu erkennen: einer bei Kanal 154, der andere bei Kanal 386. Der erste Peak ist am stärksten ausgeprägt; wir ordnen ihn daher dem 511 keV-Quant zu, welches aus der Positron-Elektron-Vernichtung stammt. Der zweite wesentlich niedrigere Peak entsteht durch die γ -Emission des angeregten ^{22}Ne beim Zurückfallen in seinen Grundzustand und entspricht somit einer Energie von 1275 keV. Mit diesen beiden Werten können wir die Energieeichung durchführen:

$$\frac{1275 \text{ keV} - 511 \text{ keV}}{386 - 154} = 3,29 \text{ keV}$$

Ein Kanal entspricht also einer Energiebreite von 3,29 keV.

5.7 Ortsauflösung der Koinzidenzmessung

Nach Auftragen der gezählten Ereignisse über dem Abstand entsteht der Graph aus Abbildung (8), bei dem wir einen Messfehler von 0,5 mm für die x-Werte und einen statistischen Fehler von $\sqrt{y}$ für die y-Werte angenommen haben.

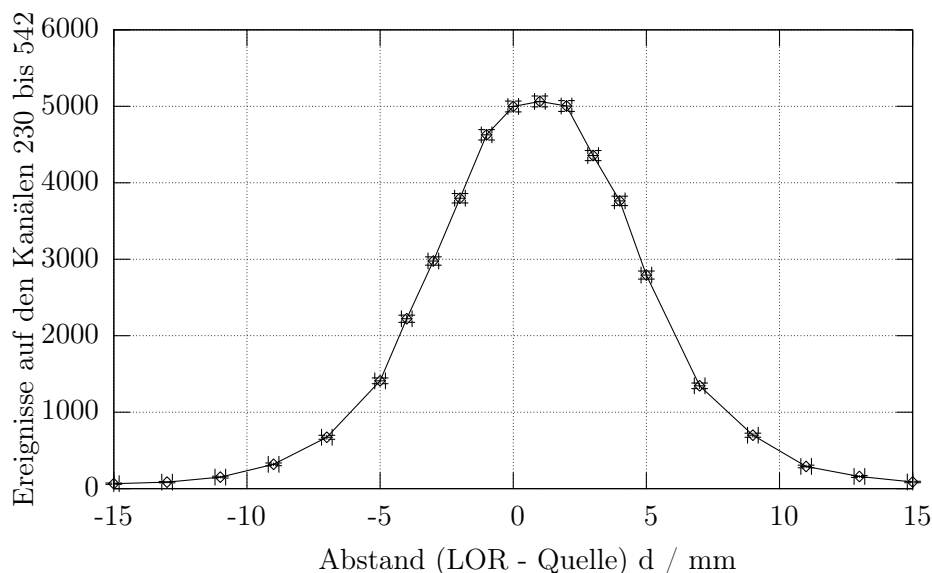


Abbildung 8: Zur Bestimmung der Ortsauflösung

Die Halbwertsbreite (FWHM = Full Width At Half Maximum) dieser Gaußförmigen Kurve beträgt 8,97 mm. Unter der (offensichtlich berechtigten) Annahme einer Normalverteilung lässt sich die Standardabweichung aus der Halbwertsbreite leicht berechnen:

$$\sigma = \frac{1}{2} \frac{\text{FWHM}}{\sqrt{2 \ln 2}} = 0,425 \cdot \text{FWHM}$$

Das ergibt eine Ortsauflösung von etwas 3,82 mm. Die durchgeführten Messungen sind also insoweit „mit Vorsicht zu genießen“, als sie immer mit einem Fehler von 1,91 mm in beide Richtungen behaftet sind.

5.8 PET-Analyse der Schatztruhe

Zum Auffinden der radioaktiven Isotope in der *Schatzkiste* haben wir jeweils in x- und y-Richtung zehn Messungen mit einer Schrittweite von 1,2 cm durchgeführt, da die quadratischen Kästchen in der *Schatzkiste* genau diese Seitenlänge hatten. Um idealerweise im Mittelpunkt der Kästchen zu „scannen“, haben wir die jeweils erste Messung bei 0,6 cm vom Rand der Kiste durchgeführt. Aus den ermittelten Integralen der jeweils für zwei Minuten gezählten Ereignisse haben wir eine Matrix erstellt, welche durch Multiplikation der zehn gemessenen Werte in x-Richtung mit denen in y-Richtung entstand. Eine dreidimensionale grafische Darstellung dieser Matrix zeigt Abbildung (9). Es bilden sich deutlich vier Maxima an den Stellen (3, 3), (3, 8), (6, 3) und (6, 8) heraus. Um zu überprüfen,

6 Ergebnis

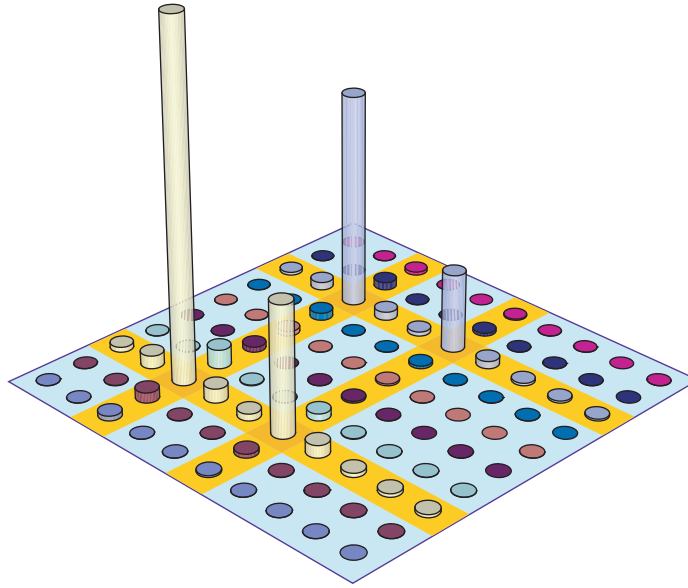


Abbildung 9: Grafische Darstellung der berechneten Matrix zur Bestimmung der Intensitätsverteilung in der *Schatzkiste*

an welchem der vier Peaks die beiden ^{22}Na -Quellen wirklich liegen, haben wir noch eine Diagonalmessung durch den Punkt (3,3) durchgeführt, die ebenfalls eine hohe Zählrate anzeigte. Damit ist klar, dass die beiden ^{22}Na -Quellen in den Kästchen (3,3) und (6,8) versteckt gewesen sein müssen. Eine abschließende Öffnung der Kiste zur Entnahme der beiden Quellen am Ende des Versuchs durch den Betreuer bestätigte dieses Resultat.

6 Ergebnis

Wir haben unser Ziel erreicht, die beiden β^+ -Strahler in der *Schatzkiste* zu lokalisieren und damit anschaulich gezeigt, dass die PET als bildgebendes Verfahren durchaus geeignet ist. Allerdings bleibt anzumerken, dass in diesem Versuch tatsächlich nur die Grundlagen der PET abgehandelt wurden; für eine hochauflösende, dreidimensionale Darstellung von Aktivitätsverteilungen, wie sie in der Medizin notwendig ist, wird eine erheblich größere Anzahl von Detektoren benötigt, die von einem entsprechend guten Algorithmus ausgewertet werden.

Außerdem haben wir durch diesen Versuch die Funktionsweise der Koinzidenzmessung kennengelernt, die sicher auch in vielen anderen Bereichen der Physik Anwendung finden kann.