Universität Tübingen

Nichtinvasive bildgebende Verfahren

Medizintechnik B.Sc., 5. Fachsemester

Praktikumsbericht Detektortechnik

Gruppe 1:

[redacted]

Betreuer:
Dr. Carsten Calaminus
Dr. Fabian Schmidt

23.01.2023



1 Theoretische Grundlagen

1.1 Positronen-Emissions-Tomographie

Die Positronen-Emissions-Tomographie (PET) ist ein bildgebendes Verfahren, welches physiologische Prozesse im Körper darstellen kann und der funktionellen Bildgebung dient. Dem Patienten wird dabei eine schwach radioaktive Substanz (Tracer) injiziert. Der Tracer emittiert infolge von β^+-Strahlung Positronen, welche im umliegenden Gewebe auf Elektronen treffen. Dort findet eine Annihilation statt: Das Teilchenpaar wandelt sich in zwei Photonen um, die in einem Winkel von 180° abstrahlen. Diese Strahlung lässt sich anhand von umliegenden Detektoren messen. Aus den Messdaten wird ein Bild rekonstruiert. Dazu müssen jeweils zwei "zusammengehörende" Photonen ermittelt werden. Bei einem „True coincidence" stammen beide Photonen aus derselben Annihilation und wurden nicht gestreut. Möglich sind jedoch auch „Random coincidences", bei der die gemessenen Photonen aus zwei verschiedenen Annihilationen stammen sowie „Scattered coincidences", bei der die Photonen zwar in jeweils gegenüberliegenden Detektoren gemessen werden, der Ort der Annihilation jedoch durch Compton-Streuung (inelastische Streuung von Photonen an Elektronen) nicht auf dieser Verbindung liegt. Damit wird der Ursprung der Photonen falsch zugeordnet.

1.2 Szintillationsdetektoren

Bei den im Praktikum verwendeten Detektoren handelt es sich um Szintillationsdetektoren, welche eine hohe Lichtleistungseffizienz aufweisen. Diese Detektorart ist wie folgt aufgebaut: Der Quelle zugewandt befindet sich ein Szintillationskristall. Dieser ist nach außen hin mit einer Silberfolie geschützt, um ihn vor auftreffendem Umgebungslicht abzuschirmen.
Treffen γ-Strahlen auf den Kristall, werden diese in sichtbares Licht umgewandelt. Dabei werden die Moleküle des Kristalls durch die γ-Strahlen angeregt, woraufhin sich Elektronen im energetisch höheren Zustand des Valenzbandes befinden. Diese Anregung geschieht entweder durch Compton-Streuung oder durch photoelektrische Absorption. Beim Herabfallen in den energetisch niedrigeren Grundzustand wird diese Differenz an Energie in Form eines Photons emittiert. Damit wird die Anregung durch γ-Strahlung als sichtbares Licht erkennbar.

Der Szintillationskristall ist mit einer Photomultiplier-Tube (PMT) verbunden. Die Einkopplung der Photonen durch Okularfett (optical grease) verhindert dabei Reflexion und Streuung durch dazwischenliegende Luft. An der Photokathode der PMT werden die Lichtblitze in Elektronen umgewandelt und an einer dahinterliegenden Elektrode fokussiert. Innerhalb der PMT werden die Elektronen verstärkt, indem sie durch ein elektrisches Feld beschleunigt werden und auf Dynoden treffen, wodurch aus dem Dynodenmaterial immer weitere Elektronen ausgelöst werden. Daraus entsteht an der Anode ein messbarer Stromimpuls. Das Ausgangssignal ist dabei proportional zu den einfallenden Photonen. Diese analogen Signale können über ein Oszilloskop, welches die Funktion eines „analog-to-digital"-Converters hat, digitalisiert werden.

2 Energieauflösung

Zu Beginn der Messung wurde verdeutlicht, wie das Signal aussieht, welches die auftreffenden γ-Strahlen auslösen. Es wurde kein sich periodisch wiederholendes, sondern ein unregelmäßiges Signal erwartet. Nach dem richtigen Einstellen konnte man erkennen, dass das Signal eine biexponentielle Form mit unterschiedlich hoher Amplitude aufweist. Dies wird in Abbildung 1 ersichtlich.

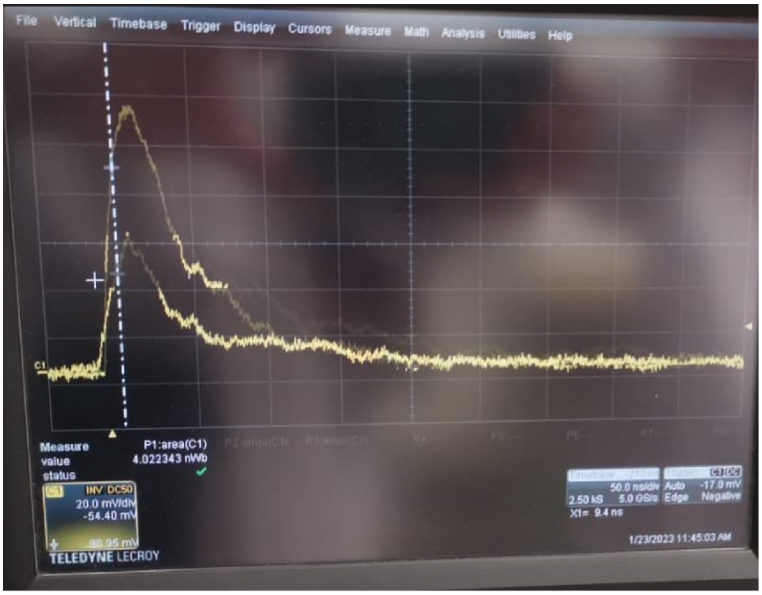


Abb. 1: Biexponentielles Signal

Die Höhe des Pulses wird ebenso wie die Integration und das ToT (Time over Threshold) benutzt, um die Energie zu bestimmen. Für die Energiemessung wird ein langsamer und langer Puls bevorzugt. Um die Energie der Photonen vergleichen zu können, wird in diesem Fall das Signal integriert.
Da das Oszilloskop die Spannung abhängig von der Zeit anzeigt, hat das berechnete Integral die Einheit V·s = Wb.
Anschließend werden die integrierten Werte der Signale in ein Histogramm übertragen, woraus das in Abbildung 2 gezeigte Energiespektrum entsteht.

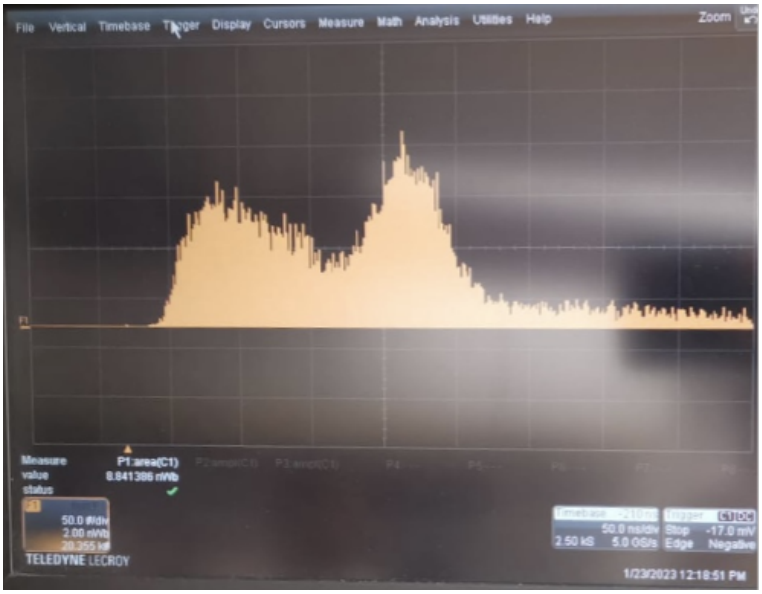


Abb. 2: Energiehistogramm

Das Energiespektrum zeigt die Wahrscheinlichkeit von einem bestimmten Energieintervall. Diese Histogramme sind je nach Isotop verschieden. Die erste Anhäufung an counts zeigt hier die Anzahl an Photonen, die aufgrund des Compton-Effekts gestreut wurden. Beim Compton-Effekt verliert das Photon bei Streuung an einem Teilchen Energie, was auch das Histogramm bestätigt. Der zweite Anstieg zeigt den photoelektrischen Peak, der die relevanten Events zeigt, die eine Energie von 511 keV betragen. Hier werden die Energien der Photonen gezeigt, welche ohne Interaktionen direkt von den Detektoren empfangen worden sind.
Die Breite des photoelektrischen Peaks des Histogramms auf dem Oszilloskop gibt Aufschluss über die Qualität des Detektors. Dafür wird zuerst die full width of half maximum (FWHM) berechnet, welche sich, wie der Name schon sagt, aus der Hälfte des y-Wertes des Photopeaks ergibt, und davon die Breite (Δx= FWHM) bestimmt. In Abbildung 3 ist ersichtlich, dass der x-Wert zu 8,02 nWb und der y-Wert des Photopeaks zu 150 counts bestimmt wurde.

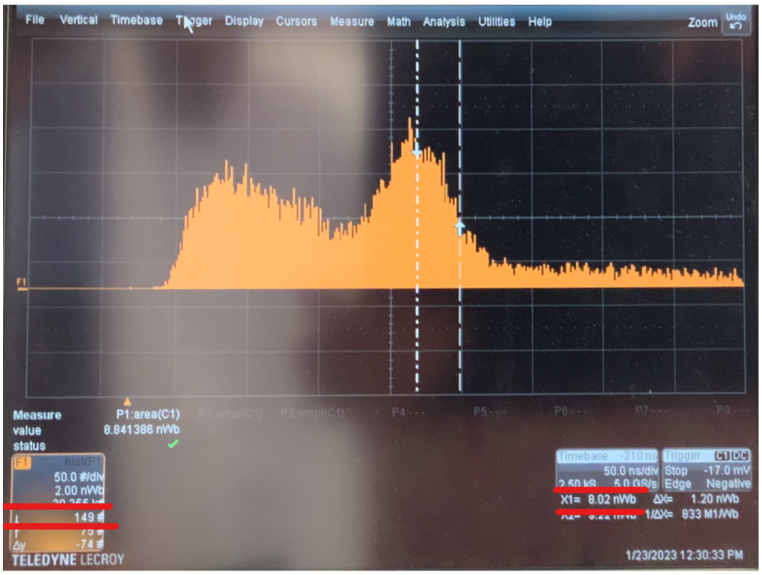


Abb. 3: x- und y-Wert des Photopeaks

Für die Breite (Δx = FWHM) wurde ein Wert von ca. 2,54 nWb ermittelt, indem, wie in Abbildung 4 dargestellt, die Cursor auf die Hälfte der 150 counts eingestellt worden sind:

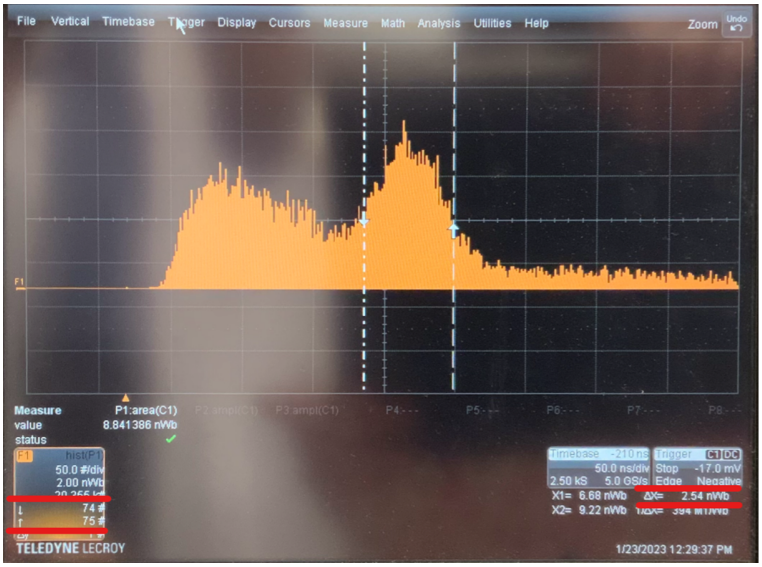


Abb. 4: Full width of half maximum = Δx

Die normierte Energieauflösung des Systems wird bestimmt, indem die Halbwertsbreite durch den Energiewert beim Maximum des vollen Peaks geteilt wird:

$$\frac{\Delta x}{x_{\text{Peak}}} \cdot 100\% = \text{ Normierte Energieauflösung} \tag{1}$$

Eine gute Energieauflösung bedeutet geringe Schwankungen in der Energiemessung und eine sichere Aussagekraft, echte Events von Events zu unterscheiden, die der Compton-Streuung unterliegen.
Um die Energieauflösung des Systems zu bestimmen, wurden die zuvor bestimmten Werte in (1) eingesetzt, woraus ein Wert von etwa 31,67% bestimmt wurde. Ein Grund für dieses weniger gute Ergebnis ist unter anderem das Umgebungslicht, da die Box, in welcher der Detektor liegt, nicht vollständig abgedunkelt ist. Zudem fallen Produktionsfehler sowie -variationen des Kristalles ins Gewicht, sodass nicht alle Photonen gemessen werden könnten.
Ungenauigkeiten sind außerdem beim Bestimmen der Werte oder auch durch Temperaturschwankungen nach der Kalibrierung entstanden. Darüber hinaus geht Licht beim Übergang von dem Kristall zu der PMT verloren, woraus ein gewisser Verlust des Signals resultiert. Außerdem waren die Bestandteile

der Messung keine High-Quality-Elektronik, weshalb mit Ungenauigkeiten gerechnet werden muss. Ein weiterer Faktor, welcher berücksichtigt werden muss, ist, dass der Trigger, bei welchem die Signale erst angezeigt werden sollen, nicht exakt eingestellt war.

3 Zeitauflösung

Die Qualität eines Detektors kann nicht nur über die Energieauflösung bestimmt werden. Unterschiedliche Bauweisen führen dazu, dass auch verschiedene Größen gemessen werden. Mit der Bestimmung der Zeitauflösung beispielsweise kann eine weitere Aussage über die Qualität des Detektors getroffen werden.
Mithilfe des Oszilloskops werden nur die Zeitpunkte des Signals eines Detektors gemessen. Für die PET-Technik benötigt man allerdings die Zeitdifferenz von mindestens zwei aufgenommenen Signalen der Detektoren, damit man erkennt, welche beiden Photonen zur gleichen Annihilation gehören. Somit ist das Oszilloskop nicht mehr ausreichend. Die Zeitdifferenz wird deshalb mithilfe eines Leading Edge Discriminators (LED) gemessen. Es ist stets nur die relative Zeit zwischen den Pulsen entscheidend und interessant. Diese Zeitdifferenz zwischen zwei Signalzeiten darf nur wenige Nanosekunden betragen, sodass der Computer bestimmen kann, ob diese zwei Signale mit großer Wahrscheinlichkeit zusammengehören. Wenn das confidence time window zu lang ist, kann der Computer keine sichere Aussage mehr darüber treffen, ob zwei gemessene Signale zusammengehören, sodass einige „Randoms" als „Trues" gemessen werden. Ist das „coincidence time window" zu kurz, werden mögliche „Trues" nicht gemessen. Ziel ist es, ein Zeitfenster zu wählen, das keine „Randoms", jedoch so viele wie mögliche „Trues" misst.
Die Messung beginnt an der Leading Edge, also, sobald ein gewisser Wert überschritten wurde. Diesen Schwellenwert nennt man Trigger. Bei der Messung der Zeitdifferenz von zwei Signalen wird also nicht der allererste Punkt des ersten Signals mit dem zweiten verglichen, sondern jeweils der erste Punkt, dessen Spannung den Trigger erreicht hat. Damit erhält man ebenfalls eine Zeitdifferenz. Zudem werden kleine Signale, welche diesen Schwellenwert nicht erreichen, nicht erkannt. Somit können Signale, die Rauschen verursachen, herausgefiltert werden. Es ist darauf zu achten, diesen Trigger nicht zu nah an die Basislinie zu setzen, da so auch das Rauschen mit

in das Histogramm übernommen wird. Wird der Trigger zu hoch gesetzt, wird die Zeitdifferenz stetig größer. Dementsprechend ist es das Ziel, den Trigger so tief wie möglich festzulegen.
In diesem zweiten Teil des Praktikum wurde eine noch stärker abgedunkelte Box verwendet, in welcher sich zwei Detektoren und in der Mitte eine Punktquelle befanden. Zuerst wurden Events gemessen, wenn von beiden Detektoren ein Signal empfangen wurde. Diese wurden dann am Computer visualisiert.
Aufgrund des Compton-Effekts hat oft nur ein Detektor ein Signal empfangen. Dieses Problem konnte umgangen werden, als die and-Funktion eingeführt worden ist. Daraufhin wurden nur noch Signale angezeigt, die von beiden Detektoren innerhalb dieses „coincidence time windows" detektiert worden sind.
Die gemessenen Zeitdifferenzen beider Signale der Detektoren in einem bestimmten Zeitfenster wurden dann mittels eines Computerprogrammes in einem Histogramm visualisiert. Dabei wurden das Rauschen und ein Peak bei 0 ns deutlich. Die Peakposition hängt dabei von der Entfernung zwischen der Punktquelle und den Detektoren ab. Da sich die Punktquelle in der Mitte der Detektoren befindet, und somit die Annihilation in der Mitte stattfindet, kann daraus geschlossen werden, dass es sich höchstwahrscheinlich bei diesem Peak um tatsächliche „Trues" handelt. Umso schmaler dieser Peak ist, desto besser ist die Zeitauflösung. In der Messung wurde der zuvor genannte Trigger so verschoben, um einen möglichst schmalen Peak im Histogramm zu erhalten.
In der Tabelle 1 werden die Messergebnisse dargestellt.

Tabelle 1: Messergebnisse

LED (x)	**FWHM (ns)**
-0.00375	7.309
-0.00675	1.51
-0.0075	1.53
-0.00875	1.61
-0.01	1.68
-0.0125	1.87
-0.015	2.04
-0.025	2.57
-0.15	5.38
-0.2	6.17

Bei dem gewählten Trigger von -0,00675 ist hier die Halbwertsbreite mit 1,51 ns am geringsten. Bei einem höheren Trigger wird die FWHM stets größer, da hier starkes Rauschen die Ergebnisse beeinflusst. Bei niedrigeren Triggern wird die gemessene Zeitdifferenz auch immer größer, was die steigende FWHM widerspiegelt. Die Abweichungen knapp über dem gewählten Trigger sind hingegen nur marginal, steigen jedoch ab -0,15 wieder stärker an.
Die Halbwertsbreite entspricht bei dieser Messung der „coincidence resolving time" (FWHM=CRT), welche definiert, wie genau die Detektoren zwischen der Ankunftszeit zweier Signale unterscheiden können. Sie nicht normiert werden, woraus direkt auf die Qualität der Detektoren geschlossen werden kann. Jedoch erhält man aus dem Doppelten der kleinsten FWHM ein geeignetes Zeitfenster von Ereignissen, die als „True" angenommen werden können. Dieses liegt hier also bei etwa 3,02 ns.