Ein Datenakquisitionssystem für einen hochauflösenden Positronen-Emissions-Tomographen

Guido Böning, Bernd Pichler*, Magdalena Rafecas*, Markus Schwaiger*, Eckart Lorenz und Sibylle Ziegler*

Max-Planck-Institut für Physik, Werner-Heisenberg-Institut, Föhringer Ring 6, 80805 München
*Nuklearmedizinische Klinik und Poliklinik des Klinikums rechts der Isar der Technischen Universität München, Ismaninger Str. 22, 81675 München
Email: guido@mppmu.mpg.de

Zusammenfassung. Die Positronen-Emissions-Tomographie ist die sensitivste nuklearmedizinische Methode zur in-vivo-Bestimmung physiologischer Prozesse. Für die Bildgebung an kleinen Tieren wurde ein Sektor-Positronentomograph entwickelt. Er besteht aus 48 kompakten Einzeldetektoren. Die Erfassung der Meßdaten ($\leq 0,5 MByte/s$) wurde mittels zweier, unter Linux operierenden PCs realisiert, die eine gemeinsame virtuelle Parallele Maschine bilden (*PVM*). Der *PVM-Slave* dient hierbei dediziert der Auslese der digitalisierten Meßdaten. Die Steuerung des Meßvorgangs und die simultane Speicherung, Visualisierung und Verarbeitung der gemessenen Daten erfolgt durch den zweiten Rechner (*PVM-Master*). Durch die *PVM*-Unterstützung wurde eine kostengünstige Alternative zu der üblichen Verwendung von teuren UNIX-Echtzeit-Rechensystemen gefunden. Aufgrund der Stabilität der *PVM*-Verbindung mehrerer Rechner in einem Meßsystem soll dieses Konzept auch bei dem bereits im Bau befindlichen Vollringtomographen (1152 Einzeldetektoren) zum Einsatz kommen. Hier muß jedoch wegen der erhöhten Datenraten ($\leq 40 MByte/s$) auf hochwertigere Rechnersysteme zurückgegriffen werden.

Schlüsselwörter: Positronenemissionstomographie (PET), Datenaufnahmesystem, Parallel virtual machine (PVM), Linux

1 Einleitung

In der Nuklearmedizin werden radioaktiv markierte Substanzen zur in-vivo Messung physiologischer Prozesse verwendet. Die sensitivste nuklearmedizinische Methode ist die Positronen-Emissions-Tomographie (*PET*). Beim Zerfall eines radioaktiven Atomkerns wird ein Positron freigesetzt, das mit einem Hüllenelektron annihiliert. Bei der Vernichtung werden zwei Gammaquanten mit jeweils 511 keV annähernd kolinear emittiert. Diese können von geeigneten Detektorsystemen (*Positronen-Emissions-Tomographen*) aufgefangen werden. In der Praxis werden zunächst alle einzeln detektierten Gammaquanten (*Einzelereignisse*, engl.

singles) registriert. Anschließend werden die *Singles* auf paarweises Eintreffen innerhalb eines kurzen Zeitfensters (z.B. $\triangle t \leq 15ns$) geprüft (*Koinzidenz*). Da der radioaktive Zerfall ein stochastischer Prozeß mit beliebigem zeitlichen Abstand zwischen den Zerfällen ist, ist eine hohe zeitliche Auflösung aller Bestandteile (Detektor, analoge und digitale Elektronik, Auslesesystem) eines Tomographen nötig [1]. Das Ziel bei der Auslese eines Tomographen ist die Erfassung aller registrierten Koinzidenzen ohne Verluste. Verluste werden durch limitierte Zeitauflösungen und überhöhte Auslastungen der einzelnen Bestandteile eines Systems verursacht, wie z.B. die Meßpause während der Auslese und Speicherung der im Detektorsystem gefundenen Koinzidenzen (Auslesetotzeit). Die Auslesetotzeit hängt in erster Linie von der verwendeten Hardware (z.B. Zugriffszeiten auf Geräte) und der Rate der gefundenen Koinzidenzen ab. Sie kann jedoch noch zusätzlich verschlechtert werden, wenn das Meßsystem seine Kapazitäten aufteilen muß (z.B. Plattenzugriffe, graphische Oberflächen oder Datenverarbeitung).

Besonders bei der Entwicklung neuer therapeutischer Ansätze in der Onkologie ist die Möglichkeit nicht-invasiver Messungen von methabolischen Veränderungen wertvoll [2]. Für diesen Zweck wurde am Max-Planck-Institut für Physik und der Nuklearmedizinischen Klinik des Klinikums rechts der Isar ein hochauflösender und hochsensitiver Kleintier-Tomograph entwickelt. Eine hohe Sensitivität wird erreicht, wenn das Detektorsystem einen großen Raumwinkel bezüglich des Objektraums abdeckt. Dies läßt sich durch kleine Detektoren, die möglichst nah an das Objekt herangebracht werden realisieren. Dazu wurde in diesem Projekt ein neuer, kleiner und kompakter Detektor entwickelt. Er basiert auf der direkten Kopplung von einzelnen, kleinen Lutetium-Oxyorthosilikat (*LSO*) Kristallen mit Lawinen-Photodioden (engl. *Avalanche Photodiode, APD*) [3].

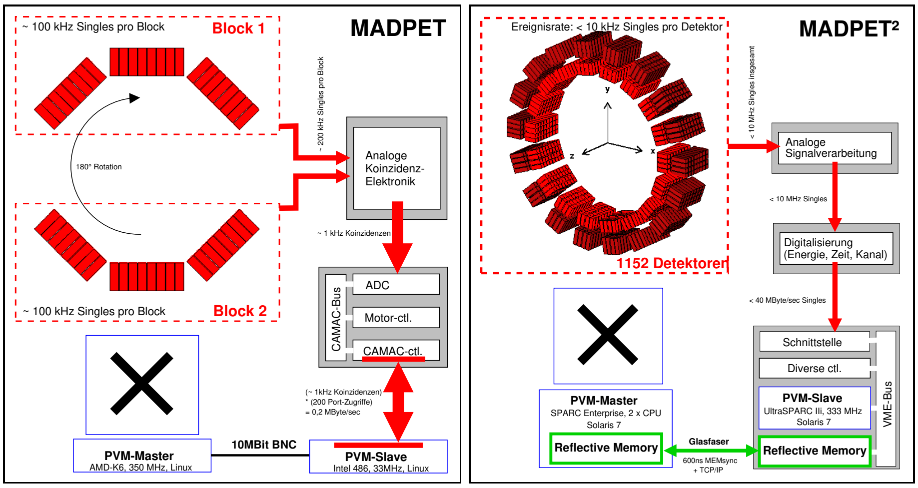
Da die Zuverlässigkeit des *LSO-APD*-Detektorprinzips mit diesem **M**unich **A**valanche **D**iode **PET** (*MADPET*) gezeigt werden konnte, wird derzeit innerhalb dieses Projekts ein Vollringtomograph aufgebaut ($MADPET^2$). Im folgenden werden sowohl der *MADPET* als auch der $MADPET^2$ und die damit verbundene Problematik der rechnergestützten Datenauslese beschrieben.

2 MADPET

2.1 Detektorsystem des MADPET

Der *MADPET* ist aus 2 Blöcken zu je 24 Detektoren im Abstand von $86mm$ in einer transaxialen Schicht aufgebaut. Jeder Detektor besteht aus einem *LSO* Kristall ($4x4x12mm^3$) der direkt auf eine kleine *APD* ($3,7x3,7mm^2$) gekoppelt ist. Abbildung 1 (links) zeigt den schematischen Aufbau des Tomographen und des Auslesesystems. Da dies ein Prototyp-Tomograph ist, mit dem die Realisierbarkeit des *LSO-APD*-Prinzips für Kleintiertomographen studiert werden sollte, wurde zur Kosteneinsparung auf einen vollständigen Detektorring verzichtet. Durch Rotation des Systems während der Messung (in 30 Schritten über 180°) können jedoch die entstandenen Abtastlücken überbrückt und

Abb. 1. Links: Aufbau des Sektortomographen *MADPET* zur Messung einer transaxialen Schicht (2D-System). **Rechts:** Aufbau des 3D Ringtomographen $MADPET^2$ mit Doppellagenstruktur und 8 transaxialen Schichten



eine gleichmäßige tomographische Abtastung des Objektraums aus allen Blickwinkeln gewährleistet werden. Die resultierend Ortsauflösung konnte mit $2,5mm$ im Gesichtsfeld ($\oslash = 52mm$) bestimmt werden.

2.2 Analoge und Digitale Elektronik des MADPET

Während der Messung erzeugt jedes Einzelereignis einen Ladungsimpuls, proportional zur im Kristall deponierten Energie. Innerhalb der analogen Elektronik werden zunächst alle Signale eines Blocks über ein logisches ODER verknüpft. Die ODER-Signale beider Blöcke werden anschließend in einer logischen UND-Schaltung verglichen (analoge Koinzidenzelektronik). Damit wird geprüft, ob ein Einzelereignis aus dem Detektorblock 1 nahezu gleichzeitig ($\triangle t \leq 15ns$) mit einem Einzelereignis aus dem Block 2 eintraf (Koinzidenz). Wird eine Koinzidenz festgestellt, so werden die Ladungsimpulse aller Detektoren an Analog-Digital-Wandler (engl. analog-digital-converter, *ADC*) angelegt und diesen das Signal zum Konvertieren der Impulse gesendet.

2.3 Auslesesystem des MADPET

Die Verbindung des Tomographen mit dem Rechnersystem erfolgt über ein CAMAC Bus-System (*Computer Aided Measurement and Control*). In diesem befinden sich die ADC-Module, die Steuerung für den Drehmotor und die mit dem Rechner verbundene *CAMAC*-Kontrolleinheit (Wiener, Burscheid, Deutschland). Haben die ADC-Module die angelegten Pulshöhen (Energien der detektierten Gammaquanten) digitalisiert, setzen sie eine Flagge an der Kontrolleinheit. Diese Flagge wird ständig von dem, an die Kontrolleinheit angeschlossenen Meßrechner überwacht (polling). Registriert dieser die Flagge, sperrt er den CAMAC Bus, um weitere Digitalisierungen während der Auslese zu unterbinden und liest alle 48 ADC-Kanäle sequentiell aus. Anschließend wird der CAMAC BUS und somit die ADC-Module wieder zur Detektion weiterer Ereignisse freigegeben. Die verstrichene Zeit während dieser Ausleseoperation wird exakt bestimmt und die geforderte Meßzeit entsprechend der Halbwertszeit des verwendeten Nuklids erhöht (Korrektur der Auslesetotzeit).

Die Aufnahme der tomographischen Meßdaten erfolgt hierbei über ein System aus zwei unter Linux operierenden PCs [4], die einen virtuellen Parallelrechner bilden (engl. parallel virtual machine, *PVM*) [5]. Der Meßrechner (*PVM-Slave*, i486, 33 MHz, 8MB) übergibt via *PVM*-Meldungen die gemessenen Daten an den *PVM-Master* (AMD-K6, 350 MHz, 128MB, X-Windows), sofern sein Zwischenspeicher voll oder der Winkelschritt beendet ist. Während der *PVM-Slave* mit der Messung fortfährt, verarbeitet der *PVM-Master* die empfangenen Daten, berechnet daraus Energiespektren für aller Kanäle, stellt diese dar und speichert die unverarbeiteten Daten für eine spätere Bildrekonstruktion. Auf diese Weise konnten die Kapazitäten des Meßrechners optimal genützt werden, ohne auf eine simultane Speicherung, Verarbeitung und Visualisierung der Daten zu verzichten.

3 MADPET^2 (im Bau)

3.1 Detektorsystem des MADPET^2

Abbildung 1 (rechts) zeigt den schematischen Aufbau des *MADPET*^{2}. Für diesen neuen Vollringtomographen wurden verkleinerte Detektoren (Je: $2x2x6mm^3$, innerer Ring, bzw $2x2x8mm^3$, äußerer Ring) mit einer höheren Packungsdichte (4x8 Detektoren in einem Detektormodul) entwickelt [6, 7]. Jeweils 18 solcher Module bilden einen von zwei konzentrischen Detektorringen. Mit diesem 2-Lagen-Detektorsystem wird eine effektive Kristalllänge von 14 mm (hohe Sensitivität) und gleichzeitig eine Aufteilung des erfaßbaren Wechselwirkungsortes der Gammaquanten mit dem Detektor erreicht (Erhöhung der Ortsauflösung). Aufgrund der Anordnung der Module kann dieser Tomograph in 8 transaxialen Schichten Koinzidenzen zwischen beliebigen Detektoren (3D-*PET*) messen. Abschätzungen ergaben, daß die 1152 Einzeldetektoren dieses Tomographen insgesamt bis zu 10 MHz Singles registrieren werden ($\leq 40MByte/s$).

3.2 Analoge und digitale Elektronik des MADPET^2

Die Einzelereignisse werden innerhalb der Analogelektronik auf ihre Pulshöhe (Energiediskriminierung) geprüft und anschließend digitalisiert. Weiterhin wird die Kanalnummer des beteiligten Detektors und die exakte Detektionszeit digitalisiert. Es findet keine Prüfung auf Koinzidenz statt.

3.3 Auslesesystem des MADPET[2]

Die Schnittstelle zwischen Elektronik und Rechnersystem bildet ein *VME* Bus-System (*Versa Module Eurocard Bus, VME bus*). Innerhalb des *VME*-Systems (Ganymed, Miesbach, Deutschland) befindet sich ein dedizierter Meßrechner (*PVM-Salve*, UltraSPARC IIi, 333MHz, 128MB). Der *VME-Slave* liest über die *VME*-Schnittstelle die detektierte Energie, Kanalnummer des Detektors und absolute Detektionszeit von der digitalen Elektronik und schreibt diese in ein *Reflective Memory VME*-Modul. 600ns später ist dieses Datenpacket in der *Reflective Memory* Einheit des *PVM-Masters* (SUN Enterprise 2-CPU Server, 1GB) verfügbar. Dieser nutzt eine CPU zur Speicherung der gemessenen Singles Daten, während die zweite CPU zur Koinzidenzprüfung und tomographischen Bildrekonstruktion zur Verfügung steht.

4 Schlußfolgerung

Anhand der bisher gemachten Erfahrungen erwarten wir besonders bei diesem neuartigen Vollring-3D-Tomographen - durch die *PVM*-unterstützte Akquisition gekoppelt mit aureichender Rechenleistung - eine hinreichende Entlastung des Meßrechners, um möglichst alle detektierten Ereignisse erfassen und verarbeiten zu können. Dies wird vor allem bei Untersuchungen von dynamischen physiologischen Prozessen und bei der Ermittlung der genauen Aktivitätskonzentration (Quantitative Datenanalyse) von entscheidender Bedeutung sein.

5 Literaturangaben

Literatur

1. Jones WF, Reed JH, Everman JL, Young JW, Seese RD. Next generation PET data acquisition architectures. *IEEE Trans. on Nuclear Science*, 44:1202–1207, 1997.
2. Hume S, Jones T. Positron emission tomography (PET) methodology for small animals and its application in radiopharmaceutical preclinical investigation. *Nucl. Med. Biol.*, 25:729–732, 1998.
3. Pichler BJ, Guido Böning G, Lorenz E, Mirzoyan R, Pimpl W, Schwaiger M, Ziegler SI. Studies with a prototype high resolution PET scanner based on LSO-APD modules. *IEEE Trans. on Nuclear Science*, 45:1298–1302, 1998.
4. The Linux LAB project home page. http://www.llp.fu-berlin.de
5. The PVM home page. http://www.epm.ornl.gov/pvm/pvm_home.html
6. Pichler BJ, Böning G, Rafecas M, Schloßhauer M, Lorenz E, Ziegler SI. LGSO szintillation crystals coupled to new large APDs compared to LSO and BGO. *IEEE Trans. on Nuclear Science*, 46(3):289–295, 1999.
7. Pichler BJ, Böning G, Rafecas M, Pimpl W, Lorenz E, Schwaiger M, Ziegler SI. Entwicklung eines effizienten hochauflösenden PET-Detektors, basierend auf einer LSO-APD-Doppellagenstruktur. *Medizinische Physik 99, H. Gfirtner. Passau, Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik*, 219–220, 1999.