

DEUTSCHES ELEKTRONEN-SYNCHROTRON **DESY**

DESY DV-73/1
August 1973

ISAAC - Ein System für die interaktive Szintigramm-Aufnahme
und -Auswertung mit einem Computer

von

DESY-Bibliothek
7. SEP. 1973

K.-H. Höhne, H. Lipps, G. Pfeiffer, W. Ebenritter
Deutsches Elektronen-Synchrotron DESY, Hamburg

C. Schneider, R. Montz, D. Novak
*Radiologische Universitätsklinik des Universitätskrankenhauses
Hamburg-Eppendorf*

2 HAMBURG 52 . NOTKESTIEG 1

To be sure that your preprints are promptly included in the
HIGH ENERGY PHYSICS INDEX ,
send them to the following address (if possible by air mail) :

DESY
Bibliothek
2 Hamburg 52
Notkestieg 1
Germany

ISAAC- Ein System für die interaktive Szintigramm-Aufnahme

und -Auswertung mit einem Computer

von

K.-H. Höhne, H. Lipps, G. Pfeiffer, W. Ebenritter

Deutsches Elektronen-Synchrotron DESY, Hamburg

und

C. Schneider, R. Montz, D. Novak

Radiologische Universitätsklinik des Universitätskrankenhauses

Hamburg-Eppendorf

Zusammenfassung

Es wird ein System zur Aufnahme und Auswertung von szintigraphischen Daten beschrieben. Es besteht aus einer Gamma-Kamera und einem Rechner PDP-8/e. Das System ist für die Bedienung durch den nicht speziell ausgebildeten Arzt ausgelegt. Es ist interaktiv, d. h. das Ergebnis jedes Auswertungsschrittes erscheint mit geringer Verzögerung (typisch ≤ 1 sec) auf einem Sichtgerät. Die Struktur des Systems wird beschrieben, seine Funktion anhand mehrerer Beispiele erläutert, und die Erfahrungen nach einjährigem Betrieb werden diskutiert.

Abstract

A system for the acquisition and analysis of scintigraphic data is described. It consists of a γ -camera and a computer PDP-8/e. The system is designed for utilization by non specially trained physicians. It is interactive, i. e. the result of every step of analysis appears on a CRT display with small delay (typically ≤ 1 sec). The structure of the system is described, its function is illustrated by several examples and the experience gained after one year's operation is discussed.

<u>I n h a l t</u>	<u>Seite</u>
Zusammenfassung	
1. Einleitung	2
2. Zielsetzung	2
3. Maschinenkonfiguration	4
4. Systemstruktur	6
5. Datenverwaltung	8
6. Erfassung der Daten von der Gamma-Kamera	10
6.1. Aufnahmearten	10
6.2. Aufnahmeprozedur	11
7. Datenanalyse	12
8. Beispiele	15
9. Schlußfolgerungen	19
Abbildungsverzeichnis	21
Literatur	25
<u>Anhang:</u> Liste der wichtigsten Systemfunktionen	29
Datenverwaltung	29
Datenaufnahme	29
Datenausgabe auf dem Sichtgerät	30
Interaktive Datenanalyse	30

1. Einleitung

In der Nuklearmedizin werden kernphysikalische Methoden zur Untersuchung der Funktion und der Gestalt von Organen angewandt. Zum Nachweis der Strahlung verwendet man häufig die Gamma-Kamera. Sie besteht aus einem NaJ-Kristall von typischerweise 30 cm Durchmesser, einem Parallel-Lochkollimator, einem Satz von Photomultipliern für den Nachweis der Szintillationen im Kristall und einer Analogelektronik, die aus den Impulshöhenunterschieden der Photomultiplier die Koordinaten des Gamma-Quants im Kristall errechnet. Bei konventioneller Weiterverarbeitung wird auf dem Schirm eines Oszillographen ein Punkt mit diesen Koordinaten hellgesteuert. Belichtet man einen Film längere Zeit mit dem Bild des Schirms, so entsteht auf dem Film eine Projektion der Strahlenverteilung. Abb. 1 zeigt eine von der Seite aufgenommene Gamma-Kamera-Aufnahme eines Schädels mit einem Tumor (durch den Pfeil gekennzeichnet), bei der die strahlungsintensive, jedoch uninteressante Mund-Nasen-Partie abgedeckt wurde. Die so gewonnene Darstellung der aufgenommenen Daten hat folgende Nachteile:

- Nicht alle in den Daten enthaltene Information wird dem Untersuchenden weitergegeben (z. B. das zeitliche Verhalten).
- Die aufgenommenen Daten sind durch gerätespezifische Fehler verfälscht.
- Eine quantitative Auswertung ist nur sehr beschränkt möglich.

Es liegt nahe, diese Nachteile durch den Einsatz von Rechnern zu kompensieren. Seit längerer Zeit sind Verfahren hierzu bekannt¹⁻⁸.

2. Zielsetzung

Das in Zusammenarbeit* mit der Abteilung Nuklearmedizin der Radiologischen Klinik des Universitätskrankenhauses Eppendorf entwickelte System ISAAC (Interaktive Szintigrammaufnahme und Auswertung mit einem Computer) hatte zum Ziel, ein operatio-

*Seit 1970 beschäftigt sich eine Arbeitsgruppe des Deutschen Elektronensynchrotrons DESY mit Informatikanwendungen in der Medizin (siehe auch Ref. 9 - 15).

nelles, d. h. im ärztlichen Routinebetrieb nutzbares, Instrument zu schaffen, das übertragbar und erweiterbar ist. Auf der Basis dieser ersten Entwicklungsstufe sollte zunächst ein enger Kontakt mit unseren ärztlichen Partnern hergestellt werden. Danach sollten auch neue Methoden erprobt werden.

Im einzelnen lauteten die Forderungen an das System:

- Benutzerfreundlichkeit -

Die Bedienung des Systems muß leicht erlernbar sein, da es hauptsächlich von Klinikern ohne Computererfahrung benutzt wird. Außerdem muß es unempfindlich gegen Bedienungsfehler sein bzw. in diesem Fall den Benutzer auf seinen Fehler aufmerksam machen.

- Dialogfähigkeit -

Die Bilder müssen unmittelbar nach der Aufnahme für die Analyse zur Verfügung stehen. Der Arzt kann dann sofort die Aussagekraft der Gamma-Kamera-Aufnahmen beurteilen, eine vorläufige Diagnose stellen und entscheiden, ob von demselben Patienten weitere Aufnahmen mit evtl. anderer Einstellung zu machen sind. Die Auswertung durch die Interpretation verschiedener Darstellungen der erfaßten Daten muß interaktiv durchführbar sein, d. h. das Ergebnis eines Auswertungsschrittes soll sofort wieder auf dem Sichtgerät verfügbar sein. Der Arzt kann so im Dialog mit dem Computer seinen Befund erstellen. Die Reaktionszeiten bei interaktiver Bildanalyse dürfen nicht länger als etwa 3 - 4 Sekunden sein, um ein zügiges Arbeiten zu ermöglichen.

- Gut organisierte Datenverwaltung -

Die Aufnahmen müssen über einen längeren Zeitraum verfügbar bleiben und jederzeit schnell auffindbar sein. Denn einmal wird der Befund in der Regel nicht unmittelbar zum Zeitpunkt der Aufnahme erstellt, sondern es werden in der hiesigen Klinik die im Laufe von 2 Tagen gesammelten Aufnahmen an einem Nachmittag

vom Ärzteteam ausgewertet. Außerdem führen schwierigere Fälle gelegentlich zu Rückfragen nach Aufnahmen, die einen längeren Zeitraum zurückliegen. Es sind deshalb besondere Anforderungen an eine Datenverwaltung zu stellen, die es erlaubt, Gamma-Kamera-Aufnahmen und evtl. andere Daten in Dateien längere Zeit aufzubewahren und schnell wiederaufzufinden.

- Allgemeinheit -

Die Hardware soll so weit wie möglich kommerziell erhältlich und die Software in einer höheren Programmiersprache geschrieben sein.

- Ausbaubarkeit -

Das System muß die Möglichkeit der Integration in ein größeres System (z. B. ein nuklearmedizinisches oder Krankenhausinformationssystem) zulassen.

3. Maschinenkonfiguration

Die vorgenannten Forderungen von der Benutzerseite sowie die Berücksichtigung der hohen Datenraten (typischerweise 400 000 Ereignisse in 5 Minuten) bei der Szintigrammaufnahme haben zu folgender Maschinenkonfiguration geführt (siehe Abb. 2b). Eine Gamma-Kamera vom Typ NE 8254 ist mit dem Kleinrechner PDP-8/e über 2 ADCs vom Typ BORER L955 verbunden, die die cartesischen Koordinaten x-y eines jeden registrierten Gamma-Quants in zwei 12-bit-Registern festhalten, deren Inhalt dann in den Kernspeicher der Maschine übernommen wird. Wir benutzen die ADCs mit einer Auflösung von 7 bit. Dadurch wird der empfindliche Kamerabereich in ein Raster von 128 x 128 Elementen zerlegt.

An externen Speichern sind ein Plattenspeicher RK08 mit einer Kapazität von 800 000 12-bit-Worten und 4 DEC-Tapes angeschlossen. Der Plattenspeicher wurde installiert, um die auftretenden hohen Datenraten zu bewältigen. Außerdem wäre eine wirksame interaktive Bildbearbeitung ohne die zusätzlichen Möglichkeiten eines Plattenspeichers mit einem Kleinrechner allein nicht möglich.

Die Verbindung mit dem Großrechner des DESY-Rechenzentrums ist zur Zeit noch nicht genutzt. Deshalb dienen in der vorliegenden Version des Systems für die längerfristige Datenspeicherung Magnetbänder. Sobald die bestellte schnelle Datenleitung in Betrieb genommen ist, können die Daten in der dafür besser geeigneten Peripherie des Großrechners gespeichert und verwaltet werden.

Zur Auswertung von Gamma-Kamera-Aufnahmen dient in erster Linie das Sichtgerät HP 1300-A. Um auf diesem Gerät ein flächenhaftes Bild mit unterschiedlichen Helligkeitsstufen darzustellen, wurde ein Steuergerät entwickelt¹⁰. Eine 64x64 Matrix, in der jedes Element eine Helligkeitsstufe zwischen 0 und 15 spezifiziert, wird aus dem Kernspeicher auf den Schirm abgebildet, wobei der Strahl entsprechend der jeweiligen Helligkeit verschieden lange hell gesteuert wird. Durch Defokussierung des Strahls entsteht ein flächenhaftes Bild. Das Bild kann 40 mal pro Sekunde aufgefrischt werden, so daß es flimmerfrei ist.

Das zweite Sichtgerät des Systems, ein Tektronix 611 Speichersichtgerät, dient vor allem dazu, von wichtigen Bildern eine Papierkopie mit dem Kopiergerät Tektronix 4601 anzufertigen. Da beim Speichersichtgerät weder eine Defokussierung des Strahls noch eine Steuerung der Punkthelligkeit möglich ist, werden die 16 Helligkeitsstufen durch unterschiedliche Dichten von innerhalb eines Bildquadrates zufällig verteilten Punkten erzeugt. Neben dieser Anwendung kann das Speichersichtgerät zur Positionierung von Patienten unter der Kamera vor Beginn der Aufnahme und zur Beobachtung des Bildes während der Aufnahme eingesetzt werden.

Zur Kommunikation des Benutzers mit dem System dient ein Fernschreiber bzw. ein alphanumerisches Sichtgerät, eine Schreibmaschine und ein Lichtgriffel für die direkte Wechselwirkung mit dem Bild.

4. Systemstruktur

Für die Programmierung haben wir auf das Betriebssystem OS-8 des Herstellers zurückgegriffen. Einmal hat es ein für einen Kleinrechner aufwendiges File-Management und zum anderen erlaubt es die Benutzung eines FORTRAN-Compilers. Wann immer möglich, wurde bei der Programmierung FORTRAN benutzt, um eine weitgehende Maschinenunabhängigkeit des Systems zu gewährleisten. Nur bei Problemen, die von FORTRAN aus nicht zugänglich sind und bei denen es auf Schnelligkeit ankommt, z. B. bei der Datenerfassung von der Gamma-Kamera bzw. bei der Bildmanipulation wurde in Assembler-Sprache programmiert. Insgesamt besteht das System aus ca. 80 % FORTRAN und 20 % Assembler-Programmen.

Das Betriebssystem OS-8 hat allerdings den Nachteil, keine Parallelverarbeitung zu erlauben. Es setzt vielmehr das Interruptsystem außer Betrieb und führt sämtliche E/A-Operationen sequentiell durch. Dieses Verfahren war für uns nicht ausreichend, weil sowohl bei der Aufnahme von Szintigrammen als auch bei der Manipulation von Bildern mehrere Geräte gleichzeitig bedient werden müssen. Bei der Darstellung von Szintigrammen beispielsweise wird die Zentraleinheit fast vollständig für die Wiederholung des Bildes auf dem Sichtgerät verwendet, doch muß gleichzeitig der Rechner für externe Kommandos etwa vom Fernschreiber oder Lichtgriffel ansprechbar sein.

Wir haben deshalb OS-8 ein einfaches Supervisor-System hinzugefügt, das den parallelen Betrieb verschiedener Geräte bzw. Programme ermöglicht. Wie üblich steuert das Supervisorprogramm ihm bekanntgegebene Tasks unterschiedlicher Priorität auf der Basis von Ereignissen, die sowohl von Interruptroutinen als auch

von anderen Tasks ausgelöst werden können. Nach jedem Interrupt bzw. nach jedem Aufruf des Supervisors wird die Kontrolle an die Task höchster Priorität übergeben.

Die verschiedenen Supervisor-Kommandos erlauben Bekanntgabe und Beendigung von Tasks, Zuordnung von Tasks zu Ereignissen, Signalisieren von Ereignissen zum Supervisor und Versetzen von Tasks in den Wartezustand.

Das System ISAAC besteht aus einem übergeordneten Rahmenprogramm und einer Anzahl spezieller Anwendungsprogramme von einem Umfang von z. Zt. etwa 100 k Worten. Das Rahmenprogramm ist im Grundzustand des Systems geladen und hat neben Initialisierungsfunktionen nur die Aufgabe, auf Kommandos des Benutzers hin das jeweils geforderte Anwendungsprogramm zu starten (siehe auch Anhang). Diese unterteilen wir nach ihrer Aufgabe in:

- 1) Datenverwaltung
- 2) Datenerfassung
- 3) Datenanalyse
- 4) Hilfsprogramme

Jedes einzelne dieser Programme überlagert das vorausgegangene im Kernspeicher und kann selbst wieder andere Programm-Moduln laden. In einem gemeinsamen COMMON-Bereich kann zwischen den einzelnen Moduln Information ausgetauscht werden.

Bei Bedienungsfehlern wird, wenn dies möglich ist, der Benutzer zur Korrektur aufgefordert. Ansonsten führen sie zurück auf das Rahmenprogramm in den Grundzustand.

Diese Überlagerungstechnik hat zur Folge, daß zwar der Anzahl der Anwendungs-Moduln keine praktisch bedeutsame Grenze gesetzt ist, daß aber zu jedem Zeitpunkt immer nur ein Modul aktiv sein kann. Insbesondere ist es unmöglich, gleichzeitig ein Szintigramm aufzunehmen und ein vorher aufgenommenes am Bildschirm auszuwerten.

5. Datenverwaltung

Um das System in der klinischen Praxis anwendbar zu machen, müssen besondere Möglichkeiten für eine längerfristige Datenspeicherung vorgesehen sein. Im Klinikbetrieb werden täglich von ca. 10 Patienten durchschnittlich 30 - 40 Szintigramme aufgenommen, die zumindest kurzfristig alle für einen Zeitraum von etwa einem Monat in einer Datei gespeichert werden, während medizinisch interessante Bilder länger aufbewahrt werden müssen. Normalerweise wird das Szintigramm in einem Raster von 128 x 128 Elementen auf Magnetband festgehalten. Jedoch können bei Zeitstudien auch die Koordinaten aller Ereignisse, aus denen sich das Endbild zusammensetzt, auf Wechselplatten gespeichert werden. Mit dieser Speichermethode können aber nur sehr wenige Szintigramme für längere Zeit verfügbar bleiben.

Außer Szintigrammdaten sind noch andere Datentypen zu speichern. Da im allgemeinen von jedem Patienten mehrere Aufnahmen aus verschiedenen Aufnahmerichtungen gemacht werden, besteht Grund, in einer Patientendatei alle Informationen zusammenzufassen, die für jeden Patienten benötigt werden. Außerdem sind in Zukunft noch weitere Daten wie die Befunde festzuhalten.

Für jeden dieser verschiedenen Datentypen wird ein Datensatz eingerichtet. Jeder Datensatz setzt sich aus einer Anzahl von Einträgen bzw. Profilen mit gleicher Datenstruktur zusammen. Die Datenstruktur selbst ist in einem dem Datensatz zugeordneten Formular beschrieben. Im Formular wird auch festgelegt, auf welchem Datenträger sich der Datensatz befindet. Darüber hinaus enthält jedes Formular die Fragen des Systems an den Benutzer, die dieser bei Eintrag eines neuen Profils in den Datensatz beantworten muß.

Um eine einfache Anpassung an sich ändernde Bedürfnisse der Klinik zu ermöglichen und die Übertragbarkeit des Systems zu vereinfachen, werden vor der ersten Verwendung des Systems mit einem besonderen Editionsprogramm die gewünschten Datensätze eingerichtet und ihre Struktur in den Formularen definiert. Hierbei muß angegeben werden, welche Felder der Profile zu deren eindeutiger Identifizierung dienen. Zur Identifizierung einer γ -Kamera-Aufnahme benutzen wir den Namen des Patienten, seinen Geburtstag und eine Angabe über die Art der Aufnahme.

Für die Datenspeicherung verwenden wir in der augenblicklichen Version DEC-Tapes. Ein DEC-Tape kann bei einem Bildraster von 128 x 128 elf Szintigramme aufnehmen. Deshalb benutzen wir eine Serie von vielen Bändern, die außer einer Band-Identifizierung nur Szintigrammdateien enthalten. Die übrigen Datensätze einschließlich der Formulare und System-Parameter werden in einem besonderen Katalogband festgehalten. Die Reihenfolge der Aufnahmen auf den Szintigramm-Bändern entspricht der zugehörigen Identifikation auf dem Katalog-Band. Um die teils beträchtlichen Suchzeiten auf dem Katalog-Band zu reduzieren, wird bei der Formular-Editierung eines der identifizierenden Felder als Schlüsselfeld gekennzeichnet, z. B. das Geburtsdatum. Alle Profile mit demselben Schlüsselfeld sind zu einer Liste verkettet. Auf diese Weise müssen bei Suchprozeduren nur wenige Profile geprüft werden.

Es ist klar, daß bei Verwendung von DEC-Tapes für die Szintigrammspeicherung nicht alle Aufnahmen beliebig lange aufbewahrt werden können, da die Anzahl der Bänder (etwa 70 pro Monat) zu umfangreich würde. Dieses Problem kann erst nach Anschluß des Rechners an den Großrechner voll gelöst werden. Jedoch bietet die jetzige Speichermethode vorläufig eine für den praktischen Betrieb ausreichende Speicherkapazität. Wir verzichten darauf, grundsätzlich jede Gamma-Kamera-Aufnahme beliebig lange aufzubewahren. Nur medizinisch interessante Bilder, die der befundende Arzt bestimmt, werden längerfristig aufbewahrt.

6. Erfassung der Daten von der Gamma-Kamera

6.1. Aufnahmearten

Die Erfassung der Daten kann abhängig von der klinischen Fragestellung nach verschiedenen Gesichtspunkten durchgeführt werden:

- a) Über die Zeit integrierte Erfassung einer 2-dimensionalen Strahlungsverteilung.
- b) Zeitabhängige Erfassung einer 2-dimensionalen Strahlungsverteilung.
- c) Erfassung der Energie der Gamma-Quanten (Trennung verschiedener Isotope).

Die Aufnahme eines Bildes ohne Auflösung des zeitlichen Verhaltens wird am einfachsten durch Akkumulation im Histogramm-Mode durchgeführt. Im Kernspeicher ist eine 128 x 128 Matrix zur Aufnahme des Bildes reserviert. Jedem Matrixelement entspricht eindeutig ein Bereich auf der Szintillationsfläche. Bei Eintreffen eines Ereignisses aus einem bestimmten Bereich wird das zugehörige Matrixelement um eins erhöht. In dieser Aufnahmeart ist die Statistik praktisch unbegrenzt. Da das Bild sofort nach der Aufnahme auf dem Sichtgerät verfügbar ist, wird diese Aufnahmeart im täglichen Routinebetrieb vorzugsweise benutzt.

Eine zeitliche Analyse läßt sich auf 2 verschiedenen Wegen durchführen. Entweder man nimmt eine Serie von Einzelbildern im Histogramm-Mode auf oder speichert sequentiell die Koordinaten jedes Gamma-Quants, wie sie von der Kamera geliefert werden. Wir haben uns für letztere Methode entschieden, da eine Analyse im Histogramm-Mode einige Nachteile hat. Denn um eine hohe Zeitauflösung zu gewährleisten, müßte man Kernspeicherplatz für 2 Szintigramme reservieren, damit - während ein Bild auf Platte geschrieben wird - bereits das nächste aufgenommen werden kann. Dies heißt, daß entweder ein Kernspeicher von 32 k allein für die

Szintigramme vorhanden sein muß oder man sich mit einer Auflösung von 6 bit zufriedengibt.

Um bei Aufnahme im Sequenz-Mode die Zeitinformation zu erhalten, wird wahlweise jede zehntel, halbe oder volle Sekunde ein Ereignis markiert. Da alle Einzelergebnisse unverändert gespeichert werden, lassen sich die Originaldaten nach der eigentlichen Aufnahme auswerten. Man kann z. B. im "play back" ein Gesamtbild oder mehrere Einzelbilder zwischen frei wählbaren Zeitintervallen gewinnen. Dabei werden die Bilddaten jetzt vom Plattenspeicher statt von der Kamera eingelesen und im Histogramm-Mode zusammengesetzt. Man hat weiterhin die Möglichkeit, die Zeitabhängigkeit der Aktivitätsverteilung für das gesamte Bild oder beliebige Bereiche des Bildes in Form von Kurven darzustellen.

Im Gegensatz zum Histogramm-Mode ist der Sequenz-Mode zeitaufwendiger, da das Bild erst nach der Datenerfassung im "play back" gewonnen wird.

Die zeitliche Analyse muß möglichst sofort erfolgen, weil eine Wechselplatte nur eine Aufnahme aufnehmen kann. Die Statistik ist wegen der beschränkten Plattenkapazität auf ca. 300 000 Gamma-Quanten begrenzt. Im Sequenz-Mode können bei hoher räumlicher Auflösung mehrere Isotope gleichzeitig registriert werden. Die Zeitauflösung ist nur von der Zugriffszeit zur Platte abhängig. Mit einer Auflösung von 100 μ sec ist das System zur Zeit nur für mittelschnelle Vorgänge geeignet.

6.2. Aufnahmeprozedur

Den Dialog bei Inbetriebnahme des Systems zeigt Abb. 3. Zunächst wird dem Benutzer das laufende Tagesdatum abverlangt. Zur Vermeidung von Irrtümern quittiert die Maschine das eingegebene Datum mit Angabe des entsprechenden Wochentages.

Das System befindet sich nun im Grundzustand. Nach Eingabe des Kommandos "AS" (Aufnahme eines Bildes in die Szintigrammdatei) beantwortet der Benutzer die identifizierenden Fragen gemäß dem Szintigramm-Formular. Außerdem sind die gewünschte Ereignisrate und der Aufnahme-Modus bzw. bei "play back"-Aufnahmen das Zeitintervall anzugeben. Sodann prüft das System, ob bereits eine Aufnahme mit der spezifizierten Identifikation in der entsprechenden Datei vorhanden ist, und verweigert gegebenenfalls diesen Eintrag.

Während der Aufnahme kann das Speichersichtgerät parallel geschaltet werden, so daß das Bild bereits während seiner Entstehung zu sehen ist. Nach Beendigung der Aufnahme erfolgen die Speicherung auf dem entsprechenden Datenband der Szintigrammdatei und der Eintrag in die Patientendatei. Danach wird das fertige Bild sofort auf dem Sichtgerät ausgegeben und steht für die Auswertung zur Verfügung.

7. Datenanalyse

Nach der Erfassung der Szintigrammdateien beginnt mit der Auswertung der Bilder die eigentliche Aufgabe des Arztes. Die Verwendung eines Computers für diese Aufgabe muß das Ziel haben, den Arzt bei seiner Diagnose zu unterstützen bzw. ihm gegenüber konventionellen Methoden bessere Hilfsmittel für die Diagnosestellung zu geben. Hierfür sind seit langem viele Möglichkeiten für die Bildbearbeitung bekannt.

Uns kam es in der vorliegenden Version des Systems nicht so sehr darauf an, neue Methoden der Bildauswertung zu realisieren. Vielmehr sollten die wichtigsten bekannten Methoden im Dialog mit dem Computer anzuwenden sein; das heißt, der Arzt muß die Möglichkeit haben, während einer einzigen Sitzung am Computer eine Diagnose zu stellen, indem er interaktiv die geeignetste Präsentation der Daten findet und gegebenenfalls dem Bild quantitative Information entnimmt. Die Reaktionszeiten des Systems dürfen dabei einige Sekunden nicht überschreiten.

Es ist wenig sinnvoll, Szintigramme nach der Aufnahme völlig unbearbeitet darzustellen. Die Kamera weist beachtliche Inhomogenitäten in der Empfindlichkeit auf. Zu deren Korrektur wird allgemein das Bild einer gleichmäßigen Aktivitätsverteilung (Homogenphantom) verwandt. Abb. 4 zeigt die Darstellung eines Homogenphantoms auf dem Sichtgerät.

Um längerfristigen zeitlichen Änderungen der Abbildungseigenschaften der Kamera Rechnung zu tragen, nehmen wir täglich ein neues Homogenphantom auf. Die Korrektur wird immer unmittelbar nach der Szintigrammerfassung - vor Eintrag der Bild-daten in die Datenbänder - durchgeführt.

Um die statistischen Schwankungen innerhalb eines Bildes auszugleichen, wird jedes Bild vor Ausgabe auf dem Sichtgerät geglättet. Dies geschieht mit einem einfachen Filter durch gewichtete Mittelwertbildung. Um die Rechenzeit klein zu halten, benutzen wir ein über das ganze Bild konstantes Glättungsfilter. Je nach Anzahl der Filterkoeffizienten beträgt die Rechenzeit ca. 2 - 4 Sekunden. Die Abbildungen 5b und 5c illustrieren die Wirkung des glättenden Filters bei einem Hirnszintigramm. Während Korrektur und Glättung - wenn nicht explizit anders gewünscht - automatisch erfolgen, da sie grundsätzlich auf jedes Bild anzuwenden sind, müssen alle anderen Bildmanipulationen vom Benutzer durch entsprechende Kommandos veranlaßt werden.

Gewöhnlich wird die genaue Befundung der im Laufe von 2 Tagen gesammelten Aufnahmen während einer besonderen Sitzung im Beisein mehrerer Ärzte durchgeführt. Da die Zugriffszeit zu den Magnetbändern verhältnismäßig groß ist, übertragen wir die benötigten Szintigramme vorher von Band auf Platte. Der Arzt an der Konsole ruft dann das jeweils gewünschte Bild vom Plattenspeicher ab. Dabei verlangt er die Darstellung entweder eines Gesamtbildes oder eines Ausschnittes.

Bei Wiedergabe eines Gesamtbildes werden jeweils 4 benachbarte Elemente der 128 x 128 Bildmatrix zu einem Bildpunkt zusammengefaßt, entsprechend dem Auflösungsvermögen des Sichtgerätes von 64 x 64. Ausschnitte dagegen werden in voller Auflösung wiedergegeben.

Mit einfachen Fernschreiber-Kommandos und dem Lichtgriffel kann nun das Bild bearbeitet werden. Die Exekutionszeiten der Programme liegen - wenn nicht anders angegeben - unter 2 Sekunden. Die verschiedenen Programme lassen sich frei miteinander kombinieren. Im allgemeinen wird am Ende der Befundung eine Papierkopie der Darstellung, die den Befund am besten wiedergibt, auf der Hard-Copy-Einheit ausgegeben.

Folgende Bearbeitungsprogramme sind zur Zeit im System implementiert:

- 1) Verschieben der oberen Schwelle, um die Bereiche höchster Strahlungsintensität auszublenden.
- 2) Verschieben der unteren Schwelle, um Bereiche geringer Strahlungsintensität auszublenden. Das Intervall zwischen oberer und unterer Schwelle wird wieder auf den vollen Helligkeitsumfang von 16 Stufen abgebildet. Verschieben der Schwellen bewirkt daher eine Kontrastverstärkung des Bildes.
- 3) Darstellung von Isointensitätslinien in variabler Anzahl.
- 4) Erweiterung der Helligkeitsskala in Einheiten von 16 Stufen. Der Helligkeitsbereich wird dabei mehrere Male durchlaufen. Das Ergebnis sind ebenfalls Isointensitätslinien, jedoch mit Darstellung der dazwischenliegenden Graustufen.
- 5) Invertierung des Bildes, zur besseren Darstellung von Bereichen geringer Intensität.
- 6) Differenzierung des Bildes.

- 7) Markierung von Bereichen beliebiger Form und Größe mit dem Lichtgriffel.
Die markierten Bildpunkte können blinkend oder dunkel dargestellt werden.
- 8) Bestimmung von Gesamtintensität, Mittelwert, Maximum und Minimum innerhalb eines Bereiches.
- 9) Quantitativer Vergleich dieser Größen für verschiedene Bereiche.
- 10) Projektion eines markierten Bereiches auf ein anderes Szintigramm.
- 11) Darstellung des Aktivitätsverlaufs in Abhängigkeit von der Zeit für rechteckige Bereiche beliebiger Größe (Ausführungszeit 20 - 40 sec).
- 12) Wiedergabe von Bildern aus wählbaren Zeitintervallen (Ausführungszeit 20 - 40 sec).
- 13) Übertragung eines Bildes auf das Speichersichtgerät (Ausführungszeit 5 - 10 sec).
- 14) Anfertigung einer Papier-Kopie (Ausführungszeit 20 sec).

8. Beispiele

Die Auswertung beginnt normalerweise mit der Betrachtung der Gesamtaufnahme in einer Grautondarstellung. Abb. 5a zeigt als Beispiel das gleiche Szintigramm wie Abb. 1. Dieser Darstellung entnimmt der Arzt, welchen Bereich er genauer untersuchen möchte, und wählt einen entsprechenden Bildausschnitt (Abb. 5c). Im gezeigten Beispiel umfaßt dieser fast den ganzen Schädel. Man beachte, daß der Graukeil am oberen Rand des Bildes, bei dem im Original mit dem Auge 16 Helligkeitsstufen zu erkennen sind, durch die Reproduktion stark an Linearität verliert. Da nicht interessierende Bereiche des Bildes einen großen Teil des Helligkeitsumfangs einnehmen, zeigen die interessierenden Teile zu wenig Kontrast. Der Kontrast wird erhöht, wenn man eine obere und (oder) untere Helligkeitsschwelle setzt und den zwischen den Schwellen verbleibenden Rest wieder auf den vollen Helligkeitsumfang ausdehnt (Abb. 5d), so daß der Tumor (gekennzeichnet durch den Pfeil) besser erkennbar wird.

Eine bessere Erkennbarkeit wird oft durch eine Darstellung durch Isointensitätslinien erreicht (Abb. 5e). Bereiche geringer Helligkeit werden durch Darstellung des Negativs des Szintigramms besser erkennbar gemacht (Abb. 5f). Sehr nützlich ist die Darstellung unter mehrfacher Verwendung des Helligkeitsumfangs, da sie zusätzlich quantitative Information liefert. Die für eine optimale Darstellung nötige Multiplizität des Helligkeitsumfangs hängt von der Struktur des Szintigramms ab. Wenn sie jedoch gefunden ist, so kann der mit dem System vertraute Arzt daraus ersehen, um wieviele Vielfache sich Aktivitäten in verschiedenen Regionen unterscheiden (Abb. 5g-i).

Während bei Hirnszintigrammen sich Tumore als "heiße" Stellen darstellen, wird bei Leberszintigrammen nach kalten Stellen verringerter Aktivität gesucht. Abb. 6a zeigt die Grautondarstellung eines Leberszintigramms. Abb. 6b zeigt die gleiche Leber in einer Darstellung unter mehrfacher Verwendung des Helligkeitsumfangs. Der Vorteil dieser Darstellung liegt in der Möglichkeit, Aktivitätsschwankungen bei kleinem und großem Untergrund gleichzeitig mit gleicher Genauigkeit zu erfassen. Ist ein Defekt erst qualitativ entdeckt, so läßt er sich gut durch einen Schnitt durch das Intensitätsgebirge quantitativ darstellen. In Abb. 6d sind je zwei vertikale und horizontale Schnitte durch das Bild mit dem Lichtgriffel markiert. Abb. 6e zeigt die Intensitätsverteilung über den horizontalen Schnitten, Abb. 6f das gleiche für die vertikalen Schnitte.

Als Beispiel für die Darstellungen anderer Organe zeigt die Abb. 7 das Szintigramm einer Bauchspeicheldrüse.

Will man bestimmte Bereiche eines Szintigramms vergleichen, so markiert man mit dem Lichtgriffel die gewünschten Bereiche, die eine beliebige Form und Größe haben können, und erhält auf dem Ausgabegerät das Ergebnis. Abb. 8a

zeigt ein derart markiertes Lungenszintigramm, Abb. 8b das Ergebnis. Für die einzelnen Bereiche werden Anzahl der Ereignisse und der Bildpunkte sowie der Mittelwert, Maximum und Minimum angegeben. Die Abbildung zeigt weiterhin, daß bei Normierung auf den obersten Bereich die Abweichung der folgenden 35,8 bzw. 169,5 % beträgt.

Die Verfolgung zeitlicher Vorgänge sowie die kombinierte Benutzung verschiedener Darstellungsarten soll an folgendem Beispiel demonstriert werden.

Die Abbildungen 9a bis 9c zeigen Hirnszintigramme aus verschiedenen Zeitintervallen nach der Applikation von Tc^{99m} bei einem gesunden Patienten. Im Intervall 9 - 13 Sekunden (Abb. 9a) sind nur die Halsschlagadern aktiv, nach 16 Sekunden (Abb. 9b) hat die Hirndurchblutung begonnen, nach 19 Sekunden (Abb. 9c) beginnt bereits der Rückfluß über den venösen Blutleiter am oberen Rand des Szintigramms, nach 27 Sekunden zeigen nur noch dieser und die Halsvenen stärkere Aktivität. Das über 200 Sekunden integrierte Bild zeigt Abb. 9e. Abb. 9f zeigt die unter gleichen Bedingungen gemachte Aufnahme eines Patienten mit intakter Herztätigkeit, dessen Hirndurchblutung jedoch zum Erliegen gekommen ist. Dies zeigt die geringe Aktivität im Hirnraum. Diese Aussage läßt sich noch erhärten, wenn man den zeitlichen Aktivitätsverlauf für typische Zonen des Hirns betrachtet. Hierzu werden mit dem Lichtgriffel Markierungslinien derart positioniert, daß sie den interessierenden Bereich umschließen. Abb. 9g zeigt die Markierung des venösen Blutleiters. Bis zu 5 Bereiche können markiert und mit einem Namen versehen werden. Abb. 10a zeigt eine Liste von markierten Bereichen mit ihren Koordinaten. Der Bereich aus Abb. 9g tritt hier unter dem Namen SINSAG (sinus sagittalis) auf. Der mit dem Namen CARCOM (carotis communis) bezeichnete Bereich enthält im wesentlichen die Halsschlagadern und die Halsvenen, der Bereich CERMED die Hirnarterie. Abb. 10b zeigt nun das zeitliche Verhalten der Aktivität in diesen drei Bereichen bei einem gesunden Patienten. Im Bereich des Halses (CARCOM, Symbol X) steigt die

Aktivität zuerst an und bleibt längere Zeit auf hohem Niveau, da der Rückfluß durch die Halsvenen das Abfallen der Aktivität in den Arterien kompensiert. Im Bereich der Hirnarterien (CERMED, Symbol +) beobachtet man eine Sekunde später einen Anstieg mit einem Maximum etwa 16 Sekunden nach der Injektion und dann ein Abfallen, das durch den Blutabfluß aus dem Hirn zu erklären ist. Eine Sekunde nach diesem Maximum zeigt nun folgerichtig der venöse Blutleiter (SINSAC, Symbol *) ein Maximum. Beim hirntoten Patienten (Abb. 10c) fehlen die typischen Kurvenverläufe der Hirndurchblutung. Der Verlauf im Halsbereich (X) drückt nur die Durchblutung der Halsschlagadern aus, den beiden anderen Kurven (+ und *) fehlen die typischen Maxima. Die registrierte Aktivität rührt nur von der Durchblutung des äußeren Schädels, d. h. des Knochens, der Muskulatur, der Haut und der Schleimhäute her. Dieser Befund läßt sich auch weiter belegen, indem man den Aktivitätsverlauf entlang einer senkrechten Linie durch die Mitte des Szintigramms betrachtet. Abb. 11 zeigt den Verlauf, und zwar in der Richtung von unten nach oben. Beim gesunden Menschen (X) zeigt er eine Abnahme vom Hals bis zum Hirn auf etwa die Hälfte. Beim Patienten im Zustand des Hirntods (+) steigert sich der Abfall auf ein Mehrfaches.

Die gezeigten Bilder sind das Ergebnis mehrerer Auswertungsschritte. Die zunächst betrachtete Grautondarstellung gibt zwar Anhaltspunkte, welche Regionen bezüglich des zeitlichen Verhaltens interessant sind. Welche Zeitintervalle jedoch für eine optimale Präsentation geeignet sind, läßt sich nur durch Betrachtung der entsprechenden Zeitfunktionskurven feststellen. Die Untersuchung dieser Kurven kann jedoch wieder zur Modifikation der Größe und Lage der ausgewählten Bereiche führen usw.

Man erkennt, daß die Untersuchung der Daten durch verschiedene Betrachtungsweisen eine entscheidene Hilfe für die Diagnosefindung ist. Gleichzeitig wird auch klar, daß sie im praktischen Betrieb nur durchführbar ist, wenn die Er-

gebnisse der verschiedenen Betrachtungsweisen sofort verfügbar sind und die Betrachtungsweise anhand des Bildzusammenhangs (etwa mit dem Lichtgriffel) geändert werden kann, wie es mit dem System ISAAC möglich ist.

Für Test- und Entwicklungszwecke kann ein großer Teil der Bildbearbeitungsprogramme auch auf dem Großrechner off-line ausgeführt werden. Hierbei werden die Bilder auf dem Zeilendrucker ausgegeben (siehe Abb. 5k). Zur Zeit testen wir Programme zur Kontrastanhebung mit digitalen Filtern²⁰. Abb. 12a zeigt als Beispiel eine unbearbeitete Gamma - Kamera - Aufnahme eines Homogenphantoms, bei dem sektorförmige Zonen durch Bleiplatten ausgeblendet sind. Abb. 12b zeigt das Phantom nach der Kontrastanhebung durch das digitale Filter²¹.

9. Schlußfolgerungen

Das System ISAAC wurde vor einem Jahr in Betrieb genommen und seither ständig weiterentwickelt. Während dieser Zeit wurden täglich bis zu 50 Szintigramme aufgenommen und im Zweitagesrhythmus vom Ärztekonzilium befundet. Das System konnte auf Grund seiner problemlosen Bedienbarkeit und der kurzen Reaktionszeiten von nicht speziell ausgebildetem Personal routinemäßig gehandhabt werden.

Es zeigte sich, daß die Aussagekraft der Befunde wegen der Korrektur, der Interaktiven Präsentation und der quantitativen Auswertung der Daten wesentlich verbessert wurde. Darüber hinaus wurden Untersuchungen und Aussagen möglich,

die es zumindest im UKE bisher nicht gab (z. B. die Darstellung kleiner Nebennierenrindentumoren¹⁷, die quantitative Untersuchung der Lungenperfusion¹⁸ und die schnelle und ungefährliche Feststellung des Hirntodes gleichzeitig mit der Funktion der Niere bei Organspendern¹⁹).

Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, die Programme überwiegend in FORTRAN zu schreiben, da hiermit Programm-Modifikationen und die Dokumentation relativ einfach sind. Obwohl die Speicherung der Gamma-Kamera-Aufnahmen auf Bändern einen wesentlichen Fortschritt gegenüber konventionellen Methoden darstellt, kann das Speichern und Wiederauffinden vereinfacht werden, wenn die Verbindung zum Großrechner benutzt werden kann. Dieser wird es dann auch erlauben, aufwendigere Filter zur Verbesserung der Auflösung on-line zu verwenden. Es hat sich herausgestellt, daß es nicht sinnvoll ist, mit der Erstellung der relativ komplizierten Programme zur Bildbearbeitung in einer maschinennahen oder auch allgemeinen problemorientierten Sprache das ärztliche Personal zu belasten. Um dennoch dem nicht speziell in der Anwendung von Rechnern erfahrenen Arzt die Möglichkeit zu geben, den Rechner als ein flexibles Werkzeug nach eigenen Ideen zu benutzen, wird von uns zur Zeit eine Dialogsprache zur Bearbeitung von Bildern, speziell von Szintigrammen, entwickelt.

Abbildungsunterschriften

- Abb. 1) Konventionelle Gamma-Kamera-Aufnahme eines Schädels in seitlicher Position mit abgedeckter Mund-Nasenpartie.
- Abb. 2a) Gamma-Kamera mit Sichtgeräten.
- Abb. 2b) Konfiguration des Systems ISAAC.
- Abb. 3) Dialog zur Aufnahme eines Szintigramms im Histogramm-Mode.
- Abb. 4) Bild eines Homogenphantoms. Der Kontrast ist durch Schwellensubtraktion verstärkt.
- Abb. 5) Darstellung des Schädels aus Abb. 1 auf dem Sichtgerät.
- a) Totalansicht.
 - b) Ausschnitt ungeglättet.
 - c) Ausschnitt geglättet.
 - d) Ausschnitt mit Subtraktion von oberer und unterer Schwelle.
 - e) Ausschnitt in Isointensitätsliniendarstellung
 - f) Ausschnitt mit invertierter Helligkeit.
 - g) Ausschnitt mit 2-facher Multiplizität des Helligkeitsumfangs.
 - h) Ausschnitt mit 4-facher Multiplizität des Helligkeitsumfangs.
 - i) Ausschnitt mit 5-facher Multiplizität des Helligkeitsumfangs.
 - k) Totalansicht in Isointensitätsliniendarstellung, ausgegeben auf dem Zeilendrucker.
- Abb. 6a) Gamma-Kamera-Aufnahme einer Leber.
- Abb. 6b) Darstellung der Leber mit 5-facher Multiplizität des Helligkeitsumfangs.

- Abb. 6c) Wie 6b), jedoch Ausgabe auf dem Speichersichtgerät.
- Abb. 6d) Beispiel für die Markierung von vertikalen und horizontalen Schnittebenen durch die Leber.
- Abb. 6e) Horizontale Schnitte durch die in 6d) definierten Ebenen (+: untere Schnittebene, X: obere Schnittebene).
- Abb. 6f) Vertikale Schnitte durch die in 6d) definierten Ebenen (+: linke Schnittebene, X: rechte Schnittebene).
- Abb. 7) Gamma-Kamera-Aufnahme einer Bauchspeicheldrüse (Pankreas).
- Abb. 8a) Gamma-Kamera-Aufnahme einer Lunge mit 3 markierten Bereichen.
- Abb. 8b) Quantitativer Vergleich der Bereiche aus Abb. 8a). Bereich 1 (oben) wird als Norm definiert. Die Abweichungen der beiden anderen Bereiche von der Norm werden angegeben.
- Abb. 9) Schädelszintigramme eines Patienten
- a) mit normaler Hirndurchblutung 6 - 13 Sek. nach Injektion
 - b) mit normaler Hirndurchblutung 13 - 16 Sek. nach Injektion
 - c) mit normaler Hirndurchblutung 16 - 19 Sek. nach Injektion
 - d) mit normaler Hirndurchblutung 19 - 27 Sek. nach Injektion
 - e) mit normaler Hirndurchblutung 0 - 200 Sek. nach Injektion
 - f) im Zustand des Hirntodes 0 - 200 Sek. nach Injektion
 - g) mit normaler Hirndurchblutung 0 - 200 Sek. nach Injektion
mit Markierung der Vene sinus sagittalis.
- Abb.10) Beispiel für die Erstellung von Zeitfunktionskurven für zuvor markierte Bereiche.
- a) Dialog (Antworten des Benutzers sind unterstrichen).

Zeitabhängigkeit der Aktivität in drei markierten Bereichen

(X = CARCOM; + = CERMED, * = SINSAG)

- b) beim Patienten mit normaler Hirndurchblutung,
- c) beim Patienten im Zustand des Hirntodes.

(Einheit: 1/10 sec).

Abb.11) Aktivitätsverlauf entlang einer senkrechten Linie durch die Mitte des Schädelszintigramms beim gesunden Patienten (X) und beim Patienten im Zustand des Hirntodes (+).

Abb.12) Gamma - Kamera - Aufnahme eines Phantoms

- a) unbearbeitet
- b) gefiltert

Danksagungen

Wir danken den Herren Prof. Dr. E. Lohrmann, Prof. Dr. W. Paul und Prof. Dr. G. Weber für die tatkräftige Unterstützung des DESY-UKE-Projektes. Unser Dank gilt auch unseren Kollegen der Gruppen F58 und R1 für vielfältige Hilfe.

Herrn H. E. Niekrens verdanken wir mehrere off-line - Programme. Herrn Prof. Dr. Klosterhalfen und Herrn Dr. W. Hupe (Urologische Klinik) danken wir für die freundliche Zusammenarbeit. Herrn Dr. K. Reichstein danken wir für fruchtbare Diskussionen im Frühstadium des Projekts. Besonderer Dank gebührt Herrn Lilienthal für sein Engagement beim Betrieb des Systems.

Literatur

- 1) Schepers, H., und Winkler, C.;
An Automatic Scanning System Using a Tape Perforator and Computer Techniques;
Proceedings of the Symposium on Medical Radioisotope Scanning Athen, 1964
- 2) Brown, D.W.;
Digital Computer Analysis and Display of the Radionuclide Scan;
J. Nucl. Med. 5 (1964) 802
- 3) Tauxe, W.N.;
100-Level Smoothed Scintiscans Processed and Produced by a Digital Computer;
J. Nucl. Med. 9 (1968) 58
- 4) Natarajan, T.K., Wagner, H.N.;
A New Image Display and Analysis System (IDA) for Radionuclide Imaging;
Radiology 93 (1969) 823
- 5) Pizer, S.M., Vetter, H.G.;
Processing Radioisotope Scans;
J. Nucl. Med. 10 (1969) 150
- 6) Pistor, P., Georgi, P., Walch, G.;
The Heidelberg Scintigraphic Image Processing System;
Proceedings 2nd Symp. Sharing of Computer Programs and Technology in
Nuclear Medicine (Oak Ridge, Tennessee, 1972), U.S.A.E.C. Rep. CONF-720430 (1972)
- 7) Bitter, F., Adam, W.E.;
Fast Data Acquisition with a Camera-Computer-System;
Proceedings 2nd Symp. Sharing of Computer Programs and Technology in Nuclear
Medicine (Oak Ridge, Tennessee, 1972), U.S.A.E.C. Rep. CONF-720430 (1972)

- 8) Budinger, R.F.;
Clinical and Research Quantitative Nuclear Medicine System;
Proceedings Symposium on Medical Radioisotope Scintigraphy;
Monte Carlo 1972

- 9) Lipps., H., Höhne, K.H., Pfeiffer, G., Niekrens, H.E., Schneider, C.,
Novak, D.;
Ein System zur interaktiven graphischen Auswertung von Szintigrammen;
Methoden der Informatik in der medizinischen Datenverarbeitung, Lecture
Notes in Economics and Mathematical Sciences, Springer, Berlin, im Druck

- 10) Ebenritter, W., Höhne, K.H.;
A Display Controller for the Interactive Analysis of Scintigrams with a
PDP-8 Computer;
erscheint in Kerntechnik 15 (1973)

- 11) Dahlmann, K., Höhne, K.H.;
Einsatz der Datenfernverarbeitung bei der Automatisierung eines klinisch-
chemischen Labors im Universitätskrankenhaus Eppendorf;
German Chapter of ACM, Lectures I-1972

- 12) Dahlmann, K., Höhne, K.H.;
Data Acquisition and Retrieval in a Clinical Laboratory Using the DESY
On-line System;
DESY-Bericht DV 71/3

- 13) Höhne, K.H., Dahlmann, K., Harm, K.;
Computeranwendung im hämatologischen Laboratorium.
I. Möglichkeiten der On-line-Erfassung und Auswertung hämatologischer
Daten mit dem System LABMAT;
Ärztl. Labor 19 (1973)

- 14) Harm, K., Höhne, K.H., Dahlmann, K.;
- Computeranwendung im hämatologischen Laboratorium.
- II. Rückgewinnung der Meßwerte für die Erfordernisse der Routine und für wissenschaftliche Auswertung;
- Ärztl. Labor 19 (1973)
- 15) Höhne, K.H., Dahlmann, K., Dix, W.R.;
- Anwendung einer dezentralisierten Rechnerstruktur in der medizinischen Datenverarbeitung;
- Methoden der Informatik in der medizinischen Datenverarbeitung, Lecture Notes in Economics and Mathematical Sciences, Springer, Berlin, im Druck
- 16) Akolk, F., Dilcher, H., Frese, H., Hochweller, G., Kuhlmann, P. Raubold, E.;
- DESY On-line System;
- Computer Phys. Commun. 4 (1972)
- 17) Nowakowski, H., Montz, R., Mischke, W., Haug, H.P., Höhne, K.H., Pfeiffer, G.;
- Weiblicher Hirsutismus: Darstellung kleiner Nebennierenrindentumoren mit Hilfe von ¹³¹J-19-Jodcholesterol;
- Deutsche Gesellschaft für Endokrinologie, 19. Symposium, Berlin 1973
- 18) Novak, D., Scherer, K., Höhne, K.H., Pfeiffer, G.;
- Quantification of Regional Lung Perfusion Using a Scintillation Camera and a Computer System;
- III. International Symposium on Nuclear Medicine, Karlsbad 1973

- 19) Hupe, W., Montz, R., Ruedas, R., Reisewitz, H., Doehn, M., Höhne, K.H., Pfeiffer, G.;

Bestimmung des dissoziierten Hirntodes und Untersuchung der Clearance und Morphologie der zu transplantierenden Niere mittels ^{99m}Tc -DTPA;
Internationaler Urologenkongress Amsterdam, 1973

- 20) Pistor, P., Walch, G., Meder, H. G., Hunt, W. A., Lorenz, W. J., Amann, A. Georgi, P., Luig, H., Schmidlin P., Wiebelt, H.;

Digital Image Processing in Nuclear Medicine;
Kerntechnik 14, (1972)

- 21) Pistor, P. ;

Program FOCUS

IBM Contributed Program Library 360 D 17.1.70 3

A N H A N GListe der wichtigsten Systemfunktionen
=====Datenverwaltung

- DP Dump
- ET Katalogeinträge drucken
- IP Implementierungsparameter ausdrucken
- FM Formulare drucken
- FP 1. freies Profil angeben
- XS Einträge im Katalog löschen
- MS Einträge im Katalog modifizieren
- CP Katalog und Szintigramme kopieren
- LH Homogenphantom auf Platte laden
- ST Szintigramme von Band auf Platte laden
- LB Szintigrammbänder mit einer Seriennummer beschreiben
- DA Tagesdatum eintragen

Datenaufnahme

- AS Aufnahme eines Szintigramms im Histogramm- oder Sequenz-Mode
- S Parallelschaltung des Speichersichtgerätes
- X Abschalten des Speichersichtgerätes
- ↑TAB Abbrechen der Aufnahme
- = Anfrage nach der akkumulierten Statistik
- AH Aufnahme eines Homogenphantoms

Datenausgabe auf dem Sichtgerät

- TS Erzeugung eines Bildes aus einem wählbaren Zeitintervall bei Daten, die im Sequenz-Mode aufgenommen wurden.
- DS Ausgabe eines auf Band gespeicherten Szintigramms auf dem Sichtgerät nach Angabe der Identifikation (Name etc.).
- DT wie oben, jedoch nach Angabe der Katalog-Nummer.
- DI wie oben, jedoch von Platte.
- DH Ausgabe des jeweils gültigen Homogenphantoms auf dem Sichtgerät.

Interaktive Datenanalyse

- Q Grundzustand
- W obere Schwelle um 1 Stufe erniedrigen
- A obere Schwelle um 1 Stufe erhöhen
- P untere Schwelle um 1 Stufe erniedrigen
- L untere Schwelle um 1 Stufe erhöhen
- (N) $N = 1 - 9$, Vervielfachung des Helligkeitsumfangs um den Faktor N
- I Isointensitätsliniendarstellung
- D Darstellung des differenzierten Bildes
- C Invertierung der Helligkeit
- S Ausgabe auf dem Speichersichtgerät
- X Löschen des gespeicherten Bildes
- K Papierkopie
- Z Schnitt durch das Bild
- T Quantitative Auswertung statistischer Daten
- + vom Lichtgriffel getroffene Punkte blinken
- vom Lichtgriffel getroffene Punkte werden dunkel
- C alle Markierungen löschen

- N Der markierte Bereich wird als Norm definiert.
- M Der markierte Bereich wird mit dem Normbereich verglichen.
- S Wegspeichern eines Szintigramms einschließlich Normbereich.
- A Laden eines mit "S" abgespeicherten Szintigramms.

FU Funktionsanalyse

- SA Schirm-Ausschnitt definieren.
- MA Koordinaten-Maßstab definieren.
- KR Koordinatenkreuz ausgeben.
- FD Funktion ausgeben.
- AT Zusammenfassung der Kommandos MA, KR, FD.
Automatische Anpassung des Maßstabs.
- BR Symbolische Namen der markierten Bereiche und Bereichsgröße ausdrucken.
- SC Erzeugung von Aktivität-Zeitkurven für die markierten Bereiche.
- TB Funktionswerte der erzeugten Funktionskurven ausdrucken.
- TL Funktionskurve nach Angabe des File-Namens von Platte laden.
- SY Symbol eingeben zur Kennzeichnung der Stützpunkte der Kurve.
- GL Glättung der Kurve mit einem Glättungsfilter.
- GG Änderung der Glättungsgewichte.

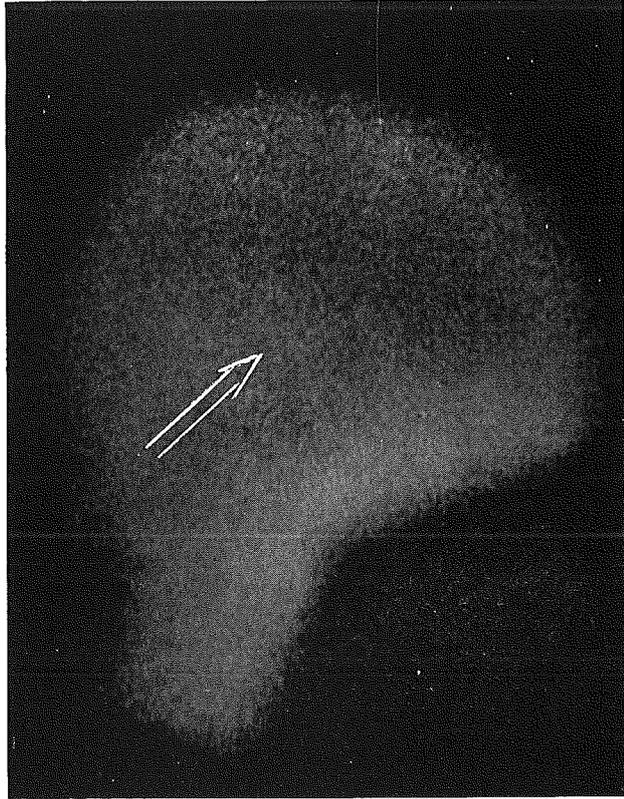


Abb. 1




Abb. 2a




Abb. 2b

↑C
R NMS

DATUM: 23. 1. 1973
DI, DEN 23. 1. 1973

BITTE
AS
NAME : MEYER HANS
GEB. : 1. 1. 1911
POSIT. : FRONT

STAT. : 400

BAND 30 AUF EINHEIT 2
MODUS: H

= 43



Abb. 3




Abb. 4




Abb. 5a




Abb. 5b




Abb. 5c




Abb. 5d




Abb. 5e




Abb. 5f




Abb. 5g




Abb. 5h




Abb. 5i

SERIE 1 SCHEITLHARM Nr. 2 1-MAL GEDRUCKT
 UBERER SCHWELLEN* 15 0-MAL GEDRUCKT
 UBERER SCHWELLEN* 15 0-MAL GEDRUCKT

	6	12	18	24	30	36	42	48	54	60	66	72	78	84	90	96	102	108	114	120	126	
1																						
1																						
1																						
5																						
1																						
1																						
1																						
10																						
1																						
1																						
1																						
15																						
1																						
1																						
20																						
1																						
1																						
1																						
25																						
1																						
1																						
30																						
1																						
1																						
35																						
1																						
1																						
40																						
1																						
1																						
45																						
1																						
1																						
50																						
1																						
1																						
55																						
1																						
1																						
60																						
1																						
1																						
65																						
1																						
1																						
70																						
1																						
1																						
75																						
1																						
1																						
80																						
1																						
1																						
85																						
1																						
1																						
90																						
1																						
1																						
95																						
1																						
1																						
100																						
1																						
1																						
105																						
1																						
1																						
110																						
1																						
1																						
115																						
1																						
1																						
120																						
1																						
1																						
125																						
1																						
1																						

Abb. 5k



Abb. 6a




Abb. 6b




Abb. 6c




Abb. 6d




Abb. 6e




Abb. 6f




Abb. 7

BEREICH 1

NORMIERUNG

TOTAL	=	1887.0
PUNKTE	=	31
MITTEL	=	60.9
MAXIMUM	=	65
MINIMUM	=	53

BEREICH 2

TOTAL	=	3224.0
PUNKTE	=	39
MITTEL	=	82.7
MAXIMUM	=	101
MINIMUM	=	71
ABW. NORM	=	35.8 PRZ

BEREICH 3

TOTAL	=	5906.0
PUNKTE	=	36
MITTEL	=	164.1
MAXIMUM	=	170
MINIMUM	=	155
ABW. NORM	=	169.5 PRZ






Abb. 8a


Abb. 8b




9a




9b




9c



9d



9e



9f




Abb. 9g

BITTE KOMMANDO

BR

CARCOM	X1 =	46	X2 =	88
	Y1 =	12	Y2 =	42
CARSIN	X1 =	52	X2 =	80
	Y1 =	44	Y2 =	62
CERANT	X1 =	56	X2 =	74
	Y1 =	54	Y2 =	80
CERMED	X1 =	42	X2 =	90
	Y1 =	48	Y2 =	70
SINSAG	X1 =	58	X2 =	80
	Y1 =	76	Y2 =	94

BITTE KOMMANDO

SC

BEREICHS-NAME = CARCOM
 BEREICHS-NAME = CARSIN
 BEREICHS-NAME = CERANT
 BEREICHS-NAME = CERMED
 BEREICHS-NAME = SINSAG

ZEITGRENZEN:

VON(S) = 0

BIS(S) = 200

SCAN BEREICH:

CARCOM	X1 =	46	X2 =	88
	Y1 =	12	Y2 =	42

SCAN BEREICH:

CARSIN	X1 =	52	X2 =	80
	Y1 =	44	Y2 =	62

SCAN BEREICH:

CERANT	X1 =	56	X2 =	74
	Y1 =	54	Y2 =	80


SCAN BEREICH:

CERMED	X1 =	42	X2 =	90
	Y1 =	48	Y2 =	70


SCAN BEREICH:

SINSAG	X1 =	58	X2 =	80
	Y1 =	76	Y2 =	94

Abb. 10a



10b



10c




Abb. 11




Abb. 12a




Abb. 12b