Kernspintomographie

Autor(en): **Grathwohl, C.**

Objekttyp: **Article**

Zeitschrift: **Bulletin des Schweizerischen Elektrotechnischen Vereins, des Verbandes Schweizerischer Elektrizitätsunternehmen = Bulletin de l'Association Suisse des Electriciens, de l'Association des Entreprises électriques suisses**

Band (Jahr): **75 (1984)**

Heft 15

PDF erstellt am: **29.05.2024**

Persistenter Link: https://doi.org/10.5169/seals-904429

Nutzungsbedingungen

Die ETH-Bibliothek ist Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Inhalten der Zeitschriften. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern.
Die auf der Plattform e-periodica veröffentlichten Dokumente stehen für nicht-kommerzielle Zwecke in Lehre und Forschung sowie für die private Nutzung frei zur Verfügung. Einzelne Dateien oder Ausdrucke aus diesem Angebot können zusammen mit diesen Nutzungsbedingungen und den korrekten Herkunftsbezeichnungen weitergegeben werden.
Das Veröffentlichen von Bildern in Print- und Online-Publikationen ist nur mit vorheriger Genehmigung der Rechteinhaber erlaubt. Die systematische Speicherung von Teilen des elektronischen Angebots auf anderen Servern bedarf ebenfalls des schriftlichen Einverständnisses der Rechteinhaber.

Haftungsausschluss

Alle Angaben erfolgen ohne Gewähr für Vollständigkeit oder Richtigkeit. Es wird keine Haftung übernommen für Schäden durch die Verwendung von Informationen aus diesem Online-Angebot oder durch das Fehlen von Informationen. Dies gilt auch für Inhalte Dritter, die über dieses Angebot zugänglich sind.

Ein Dienst der *ETH-Bibliothek*
ETH Zürich, Rämistrasse 101, 8092 Zürich, Schweiz, www.library.ethz.ch

http://www.e-periodica.ch

Kernspintomographie

Ch. Grathwohl

Die Kernspintomographie, englisch MRI, Magnetic Resonance Imaging, ist als neue bildgebende Methode in der medizinischen Diagnostik seit 1983 bekannt. Der Patient ist bei dieser Schnittbildtechnik keiner Strahlenbelastung ausgesetzt, weil die Kernspintomographie auf magnetischen Wechselwirkungen beruht. Die bildbestimmenden physikalischen Grössen sind für die Medizin von völlig neuer Art und schaffen potentiell die Verbindung zwischen bildgebender Diagnostik und Biochemie. Es wird ein Überblick über diese neue Methode gegeben.

La tomographie par résonance magnétique nucléaire est une méthode de visualisation connue depuis 1983 pour des diagnostics médicaux. Le patient n'y est exposé à aucune radiation, cette tomographie étant basée sur des interactions magnétiques. Les grandeurs physiques tomographiques qui permettent d'obtenir une image sont absolument nouvelles en médecine et constituent une liaison potentielle entre diagnose imagée et biochimie. L'article présente un aperçu de cette nouvelle méthode.

Adresse des Autors

Christoph Grathwohl, Dr. sc. nat. ETH, Produktspezialist für Computertomographie, Kernspintomographie und Nuklearmedizin bei Siemens-Albis AG, 8047 Zürich.

1. Einleitung

Mehr als ein halbes Jahrhundert stand der diagnostischen Medizin als bildgebendes Werkzeug allein die konventionelle Röntgentechnik zur Verfügung. In den letzten zehn Jahren haben Entwicklungen auf dem Gebiet der bildgebenden Systeme dem Patienten und dem Arzt wichtige neue Möglichkeiten eröffnet. Schnittbildmethoden haben die Diagnostik revolutioniert.

Im vergangenen Jahr wurde eine grundsätzlich neue diagnostische Methode routinemässig verfügbar, die auf magnetischen Wechselwirkungen beruht und ohne Strahlenbelastung auskommt: die Kernspintomographie. Von der neuen Technik wird neben neuer struktureller Information auch ein Einblick in chemische Zusammenhänge bei Krankheiten erwartet.

2. Überblick über die verschiedenen Verfahren

2.1 Konventionelle Röntgentechnik und Nuklearmedizin

Das bekannteste und älteste bildgebende System ist die Durchleuchtung mit Röntgenstrahlen. Diese Methode zeigt formliche Veränderungen des Körpergewebes, insbesondere von knöchernen Strukturen. Die nuklearmedizinische Szintigraphie anderseits kann die Verteilung eines verabreichten Präparates, das Röntgenstrahlen aussendet, bildlich darstellen. Die Nuklearmedizin liefert damit hauptsächlich Aussagen über die Funktion von Organen. Sowohl beim Röntgen wie bei der Szintigraphie entsteht eine Überlagerung von hintereinander liegenden Strukturen, was die Interpretation der Bilder erschwert.

2.2 Schnittbilder

Frei von Überlagerungen sind Schnittbilder, sogenannte Tomogramme. Schnittbilder liefernde Verfahren bilden einzelne dünne Scheiben ab. Durch den Einsatz von Rechenverfahren, die auf schnellen Computern ablaufen, wurden die Röntgentechnik und die Szintigraphie zu Schnittbildmethoden (Tomographie) erweitert. Die eingesetzten Geräte sind Computer-Tomographen (CT) oder CAT-Scanner. Sie stellen seit der Entdekkung der Röntgenstrahlen die wichtigste Neuerung auf dem Gebiet der Röntgendiagnostik dar, weil damit neue Untersuchungsmöglichkeiten erschlossen werden konnten. Die Stärke des CT liegt mehrheitlich im Bereich des Sichtbarmachens von weichem Gewebe, die der konventionellen Röntgentechnik bei der Darstellung von knöchernen Strukturen. Die Untersuchung des Hirns ist röntgendiagnostisch ohne CT nur sehr beschränkt möglich, oft schmerzvoll und risikoreich. Mit dem CT wurde die Abklärung des Hirns problemlos. Es gibt andere Untersuchungen, wie zum Beispiel die der Wirbelsäule, die früher oft eine Hospitalisierung des Patienten während einigen Tagen erforderten und nun dank CT ambulant, schmerzlos und ohne Nebeneffekte möglich sind.

Alle erwähnten Röntgenverfahren und szintigraphischen Methoden bedeuten für den Patienten eine gewisse Strahlenbelastung. Das dadurch entstehende gesundheitliche Risiko ist allerdings vernachlässigbar im Vergleich zum Risiko, dem der Patient durch seine Krankheit ausgesetzt ist.

2.3 Ultraschall

Ein anderes, sehr verbreitetes und wichtiges Schnittbildverfahren ist die Ultraschalltechnik. Sie eignet sich zu Untersuchungen im Bauch hervorragend. In anderen Körperregionen dagegen eignet sie sich weniger gut oder versagt zum Teil ganz. Die Bilder sind

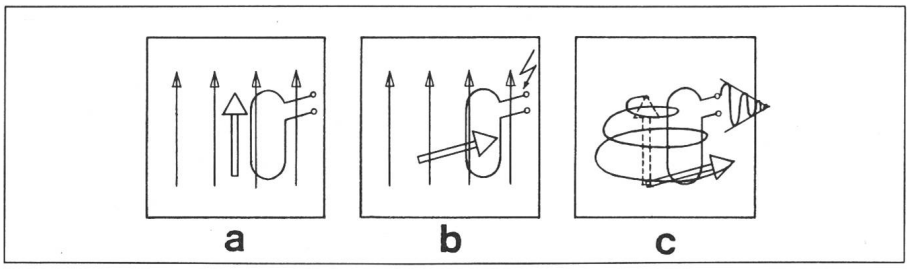

Fig. 1 Das Prinzip der magnetischen Kernresonanz

a Ein von aussen angelegtes starkes Magnetfeld richtet die Atomkernmomente aus und erzeugt eine messbare Magnetisierung.
b Der RF-Puls an der Drahtspule klappt die Magnetisierung um.
c Die Präzession der Magnetisierung in die Gleichgewichtslage zurück kann mit der Drahtspule beobachtet werden. Eine schwache Wechselspannung klingt innerhalb von Zehntelsekunden ab.

nicht immer einfach zu interpretieren, und die Methode verlangt vom Arzt eine grosse manuelle Untersuchungserfahrung. Bei der Ultraschalldiagnostik entfällt im Gegensatz zur Röntgentechnik die Strahlenbelastung.

2.4 Kernspintomographie

Vor zehn Jahren hat *P.C. Lauterbur* [1] die Nutzung der magnetischen Kernresonanz für ein bildgebendes Verfahren eingeführt, heute Kernspintomographie oder Magnetic Resonance Imaging genannt. Die Entwicklung dieser neuen Technik bis zu ihrer klinischen Tauglichkeit auf breiter Basis hat ein Jahrzehnt gedauert, wobei als strenger Massstab für die Bildqualität jener der Computertomographie herangezogen wurde.

3. Kernspintomographie

3.1 Magnetische Kernresonanz, Grundlagen

Das Phänomen der magnetischen Kernresonanz wurde 1946 von zwei unabhängigen Arbeitsgruppen entdeckt (*Bloch* et al. 1946 [2], *Purcell* et al. 1946 [3]). Seither wird die NMR (Nuclear Magnetic Resonance) in Physik und Chemie als spektroskopische Methode für die Charakterisierung von Substanzen, Strukturstudien sowie weitere Anwendungen verwendet und hat neben anderen spektroskopischen Methoden einen hervorragenden Platz erhalten. Die magnetische Kernresonanz beruht auf der Wechselwirkung externer Magnetfelder mit den magnetischen Momenten der Atomkerne. Eine grosse Zahl von Isotopen chemischer Elemente, jedoch nicht alle, weist in Anwesenheit eines externen statischen Magnetfeldes ein makroskopisch messbares magnetisches Moment auf. Das Phänomen der magnetischen Kernresonanz lässt sich mit dem Modell der Kreiselanalogie anschaulich beschreiben. Bei einem sehr genauen Hinterfragen der physikalischen Zusammenhänge wird dieses allerdings versagen.

Die makroskopische Magnetisierung setzt sich zusammen aus den Magnetisierungen der Kerne einer Atomsorte (Tab. I). In einem externen statischen Magnetfeld ohne Störung, das heisst im Gleichgewichtszustand, ist die makroskopische Magnetisierung parallel zu den Feldlinien ausgerichtet. Mit einem Puls eines magnetischen Wechselfeldes der richtigen Frequenz (Radiowellen, Tab. I) kann die Magnetisierung aus der Gleichgewichtslage ausgelenkt werden. Nach dieser Anregung kehrt sie allmählich mit einer Präzessionsbewegung um die Richtung des externen Magnetfeldes in die Gleichgewichtslage zurück (Relaxation). Mit einer Drahtspule kann diese Präzession detektiert werden: Über der Spule ist eine Wechselspannung messbar, deren Frequenz gleich der Präzessionsfrequenz ist. Mit dem Aufrichten der Magnetisierung in die Gleichgewichtslage, Relaxation genannt, klingt die Wechselspannung ab.

3.2 Relaxation

Die Zeitkonstanten für die Relaxation, die longitudinale Relaxationszeit T_1 und die transversale Relaxationszeit T_2, lassen sich mit dem Kreiselmodell für eine Atomsorte in einem homogenen Magnetfeld anschaulich erklären. Durch die Anregung des Systems mit dem Radiofrequenzpuls klappt die makroskopisch messbare Magnetisierung aus der Gleichgewichtslage um einen bestimmten Winkel aus, je nach Dauer der Anregung.

Anschliessend erfährt die Magnetisierung zwei Einflüsse. Einerseits wird sie aufgespreizt in einen Fächer, der aus den mikroskopischen Magnetisierungen gebildet wird und sich innerhalb kurzer Zeit (einige zehn bis wenige hundert ms) über einen ganzen Kegelmantel fächert. T_2 ist das zeitliche Mass für diese Auffächerung. Der Fächerung überlagert ist anderseits das Aufrichten der Magnetisierung in die Gleichgewichtslage, vergleichbar mit dem Schliessen eines Regenschirms. T_1 ist das zeitliche Mass für diese Schliessbewegung, typisch in Gewebe sind einige Zehntelssekunden. Die Präzessionsfrequenz der Magnetisierung ist abhängig vom magnetischen Moment der Atomkerne, welches für verschiedene Atomsorten unterschiedlich ist (Tab. I). Soweit die qualitative Darstellung des Phänomens der magnetischen Kernresonanz.

3.3 Bildgebung

Für die Bildgebung bietet sich der Wasserstoffkern (das Proton) wegen

NMR-spezifische Parameter einiger biologisch wichtiger Elemente Tabelle I

Isotop	Natürliche Häufigkeit in %	Molare Konzentration im Gewebe relativ zu ^1H	NMR-Empfindlichkeit relativ zu ^1H	Präzessionsfrequenz bei 1 T in MHz
^1H	99,9	1	1	42,57
^{13}C	1,1	$1 \cdot 10^{-3}$	$1,6 \cdot 10^{-2}$	10,7
^{14}N	99,6	$1,6 \cdot 10^{-2}$	$1,0 \cdot 10^{-3}$	3,07
^{17}O	0,04	$3,1 \cdot 10^{-4}$	$2,9 \cdot 10^{-2}$	5,77
^{19}F	100	$6,6 \cdot 10^{-5}$	0,83	40,05
^{23}Na	100	$7,8 \cdot 10^{-4}$	$9,2 \cdot 10^{-2}$	11,26
^{31}P	100	$3,5 \cdot 10^{-3}$	$6,6 \cdot 10^{-2}$	17,23
^{33}S	0,74	$3 \cdot 10^{-6}$	$2,3 \cdot 10^{-3}$	3,26
^{39}K	93,2	$4,5 \cdot 10^{-4}$	$5,1 \cdot 10^{-4}$	1,99

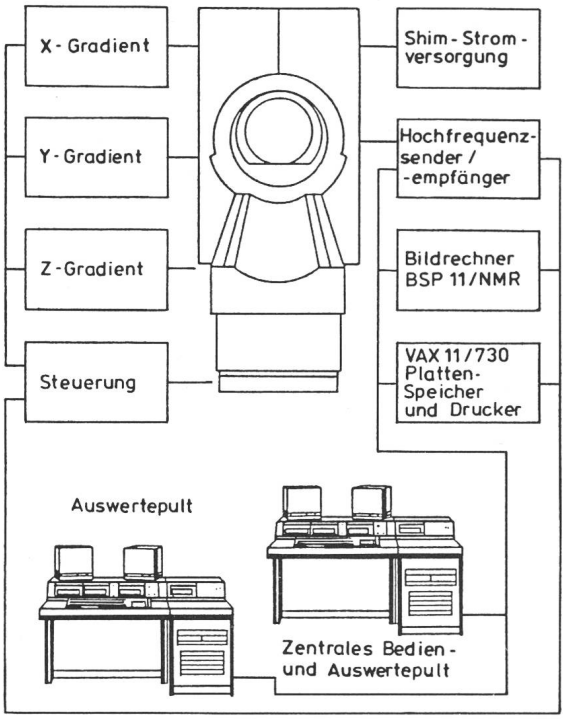

Fig. 2
Blockschema eines Kernspintomographen

seines vergleichsweise starken magnetischen Momentes an. Andere Kerne fallen aus Empfindlichkeitsgründen für die Bildgebung kaum in Betracht (Tab. I). Zur Ortsbestimmung wird in der Kernspintomographie ausgenützt, dass die Präzessionsfrequenz der Magnetisierung zur externen statischen Magnetfeldstärke proportional ist. Dem homogenen Feld in der Patientenöffnung wird zeitweise ein ortsabhängiges inhomogenes Feld überlagert, zum Beispiel ein linearer Gradient (Fig. 2). Die Präzessionsfrequenz (die Frequenz der Wechselspannung) liefert nun die Information über den Ort. Die Amplitude der Wechselspannung liefert den Kontrast. Er ist abhängig von vier gewebespezifischen Parametern: von der Konzentration der beitragenden Atomsorte, von der Relaxationszeit T_1, der Relaxationszeit T_2 und dem Fluss von körpereigenen Flüssigkeiten.

Ein Bild lässt sich aus vielen periodisch gemessenen Messantworten rekonstruieren. Die Messdaten einer einzelnen Messantwort entsprechen je einer Projektion in der Computertomographie. Aus Projektionen lässt sich ein Bild durch den Vorgang der gefilterten Rückprojektion aufbauen. Die einzelne Messantwort erhält man durch Auslenkung der Magnetisierung mit einem oder mehreren Anregungspulsen und die darauffolgende Messung der Magnetisierung mit Auslesepulsen in Anwesenheit eines Gradienten, der die Projektionsrichtung bestimmt. Vielfach wird heute auch ein anderes Bildaufbauverfahren verwendet, welches für die Bildung von Streifenartefakten nicht anfällig ist. Neben der Signalintensität kann die Kernspintomographie nämlich auch Phaseninformation liefern. Dadurch wird es möglich, das Bild durch eine mehrdimensionale Fouriertransformation der Messdaten zu generieren [4].

3.4 Bildcharakter

Wie werden die kontrastbestimmenden Parameter nun wirksam? Die Intensität des NMR-Signales ist im wesentlichen proportional zur Konzentration der gemessenen Atomsorte und damit der Kontrast zum Konzentrationsunterschied. Ein weniger unmittelbarer Zusammenhang besteht zwischen dem Kontrast und den Relaxationszeiten. Unter Verwendung von speziellen Impulssequenzen für die Anregung und einer rechnerischen Auswertung ist es möglich, reine T_1-Bilder und T_2-Bilder zu erhalten. Bei den normalerweise gebräuchlichen Anregungen beeinflussen jedoch alle vier Parameter – Konzentration, T_1, T_2 und Fluss – den Kontrast. Die Beiträge der einzelnen Parameter zum Bildcharakter, die Gewichtung, wird durch die Impulsfolge, den Messmodus, bestimmt.

3.5 Patientenuntersuchung

Eine Patientenuntersuchung dauert etwa eine halbe Stunde. Der Patient liegt während dieser Zeit auf der Liege im Tunnel des Magneten, der einen Durchmesser von etwa 70 cm aufweist (Fig. 3). Zwischen Patient und Arzt besteht eine Sprech- und Sichtverbindung. Zusätzlich können die vitalen Funktionen apparativ überwacht werden. Eine Datenakquisition erlaubt, simultan mehrere Schichten, maximal etwa 15, zu erfassen. Jede Schicht ist von der nächsten durch eine Schichtdicke getrennt. Abhängig vom Messmodus kann die Datenakquisition weniger als eine Minute bis mehrere Minuten dauern. Das verwendete Verfahren wird «2D-Fourier» genannt, weil die Messdaten durch eine zweidimensionale Fouriertransformation in ein Bild überführt werden. Im 2D-Fourier-Verfahren sind heute Schichten von 5 mm Dicke messbar. In der Schicht wird eine geometrische Auflö-

Fig. 3
Der Kernspintomograph
Im Hintergrund der supraleitende Magnet mit der röhrenförmigen Patientenöffnung, vorn das Pult mit Bildmonitor, Textmonitor und Bedientastatur.

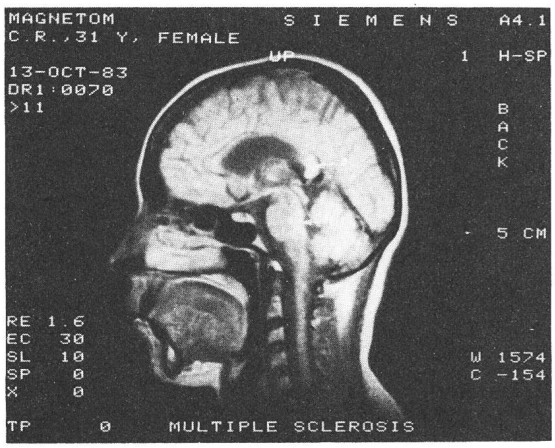

Fig. 4 1 cm dicke Schicht in der Mitte des Kopfes einer Patientin

Der Befund dieser Untersuchung lautet auf multiple Sklerose

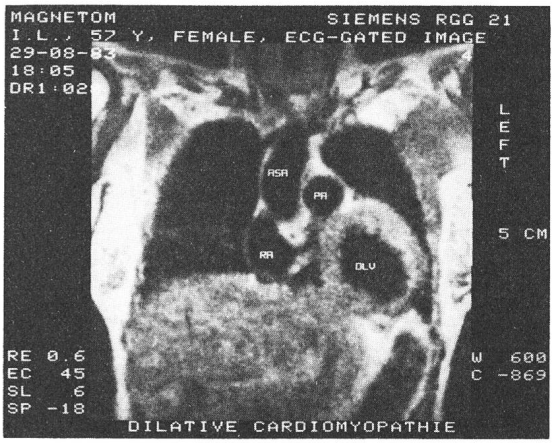

Fig. 5 Schicht im Oberbauch, 6 mm Dicke

Über dem oberen Teil der Leber sind die beiden Lungenflügel und das Herz dargestellt. Am oberen Bildrand sind die Schultern und der Halsansatz erkennbar.

sung von gegen 0,5 mm erreicht. Mit dem 3D-Fourier-Prinzip kann dagegen ein zusammenhängendes Volumen in einem Messvorgang erfasst werden. Bei der Auswertung werden dann beliebige Schichten ausgewählt.

3.6 Gerät

Die meisten Kernspintomographen werden heute mit einem supraleitenden Magneten ausgerüstet, der eine Feldstärke zwischen 0,35 und 2,0 T aufweist (Erdfeld etwa 0,05 mT) und sich durch eine sehr gute Homogenität auszeichnet, die eine Voraussetzung für verzerrungsfreie Bilder ist. Der Magnet besteht aus einem System von zylindrischen Thermosbehältern mit einer röhrenartigen Patientenöffnung von etwa 70 cm Durchmesser (Fig. 2). Diese Konstruktion enthält eine Drahtspule aus einer supraleitenden Niob-Zinn-Legierung, die mit flüssigem Helium (−269 °C) gekühlt ist. Diese Legierung leitet bei Temperaturen nahe dem absoluten Nullpunkt (−273 °C) einen induzierten grossen elektrischen Strom verlustlos und erhält so das statische Magnetfeld ohne Speisung von aussen aufrecht. Das Heliumgefäss ist von einem Behälter umgeben, der flüssigen Stickstoff (−195 °C) enthält. Der Betrieb des Magneten erfordert eine monatliche Nachfüllung von flüssigem Helium und eine wöchentliche von flüssigem Stickstoff. Ein Blockschema eines Kernspintomographen ist in Figur 3 abgebildet.

4. Ausblick

Bis heute sind weltweit rund 100 Kernspintomographen installiert und im klinischen Einsatz. MRI scheint nach den ersten Erfahrungen für diagnostische Abklärungen am Kopf (Fig. 4) und an der Wirbelsäule anderen bildgebenden Methoden oft überlegen zu sein. Auch für die Untersuchung des Herzens (Fig. 5) erweist sich MRI als überaus vielversprechend. Allerdings kann die Kernspintomographie noch nicht als erprobte Routinemethode bezeichnet werden. Die bildbestimmenden physikalischen Grössen des MRI sind in keiner Weise verwandt mit denen herkömmlicher bildgebender Verfahren. Deshalb erfordert die zuverlässige Interpretation der MR-Tomogramme grosse Erfahrung, womit erst allmählich die umfassende Wertung und Einordnung dieser neuen bildgebenden Methode möglich sein wird. In den nächsten Jahren wird von MRI ein Durchbruch in weiteres Neuland erwartet. Durch die Möglichkeit, die seit den fünfziger Jahren bekannte MR-Spektroskopie nun im Körper volumenselektiv anwenden zu können, gelingt die Erfassung von biochemischen Daten ohne Eingriff und völlig schmerzlos. Stoffwechselvorgänge können dadurch in vivo und nichtinvasiv beobachtet werden. Damit stösst die medizinische Diagnostik auf das Gebiet der Biochemie vor. Erste Erfolge in dieser Richtung wurden bereits erzielt. Bis zum klinischen Routineeinsatz der Methode müssen jedoch noch einige Jahre harte Entwicklungsarbeit und klinische Erprobung geleistet werden.

Literatur

[1] *P.C. Lauterbur:* Magnetic resonance zeugmatography. Pure and Applied Chemistry 40(1974)1/2, p. 149...157.

[2] *F. Bloch, W.W. Hansen* and *M. Packard:* The nuclear induction experiment. Physical Review 70(1946)–, p. 474...485.

[3] *E.M. Purcell, H.C. Torrey* and *R.V. Pound:* Resonance absorption by nuclear magnetic moments in a solid. Physical Review 69(1946)–, p. 37...38.

[4] *A. Kumar, D. Welti* and *R.R. Ernst:* NMR Fourier zeugmatography. Journal of Magnetic Resonance 18(1975)1, p. 69...83.