

M

- | | | | |
|----------|---|----------|--|
| M | <ul style="list-style-type: none"> • Massenzahl • molar • Mache Einheit • Maxwell • Mega = 10^6 • römisch 1000 • Magnetisierung | m | <ul style="list-style-type: none"> • männlich • Metastellung (m-) • molal bzw. Molalität • Meter • Milli... = 10 • Masse • metastabil |
| μ | <ul style="list-style-type: none"> • griechische Buchstabe »My« • Mikro...⁻⁶ = 10 • Mikron • Permeabilität des Magnetfeldes | | |

Macalaster & Wiggin Kaltkathoden-Röntgenröhre

Konventionelle Doppelektrodenröhre von der Macalaster & Wiggin (M&W) Company in Boston; hergestellt zwischen 1905 und 1910. Größe: etwa 16" lang mit 6" Kolbendurchmesser

Die Aluminiumkathode befindet sich fast an der Stelle, an der der Glasarm, der sie umgibt, an der rechten Seite des Kugelkolbens befestigt ist. Die Anode ist die Aluminiumscheibe, die sich im linken Glasarm befindet. Sowohl die Kathode als auch die Anode sind durch den Gebrauch verfärbt worden.

Die Antikathode tritt von links oben in einem 45-Grad-Winkel in die Röhre ein, so dass das kreisförmige Platin-Target in der Mitte des Kolbens positioniert ist. Die Röhre mit leichter Anode (Target mit geringer Masse) ist für schwere Arbeitslasten ungeeignet.

Der Regler (Regenerationsvorrichtung) zur Steuerung des Gasdrucks im Inneren des Rohrs ist das Glasanhängsel, das am oberen rechten Teil des Kolbens befestigt ist. Im Inneren des Reglers befindet sich ein weißes Material, wahrscheinlich Asbest, das eine Chemikalie enthält, die bei Erwärmung des Materials Gas in das Rohr abgeben würde. Eine Sache fehlt: der Drahthebel, der am Regler befestigt werden sollte. Die Position des freien Endes dieses Hebels würde eine Funkenstrecke zwischen dem Regler und dem elektrischen Anschluss für die Kathode erzeugen.

M&W kaufte 1902 die Glasbläserei Frey von Swett & Lewis. Sie waren für ihre Wolframtargets bekannt. 1916 fusionierten sie zusammen mit Scheidel-Western und Snook-Roentgen mit der Victor Electric Company, aus der dann die Victor X-ray Company hervorging.

Mach

Ernst, * Turany (Mittelslowak München) 19.2.1916, österr. Physiker und Philosoph.

Er studierte in Wien und wurde hier 1864 Professor für Mathematik.

Nach Aufhalten in Graz und Prag kehrte er 1895 als Professor für Philosophie an die Wiener Universität zurück. Die positivistisch-erkenntnis-analytische Methode Machs wurde vom "Wiener Kreis" weiter ausgestaltet.

Experimentelle Bestätigung des Doppler-Effekts; Untersuchungen an Projektilen im Überschallbereich, entdeckte dabei die nach ihm ben. Machschen Wellen; seine Erkenntnistheorie Empiriekritizismus beeinflusste den Positivismus.

Mach-Effekt

Mach Phänomen, Täuschung

An der Grenzlinie zwischen 2 Graufeldern unterschiedlicher Schwärzung ist der subjektiv empfundene Kontrast größer als der photometrisch meßbare. Nahe der Grenzlinie wird das dunkle Feld dunkler, das helle heller empfunden als das übrige Feld. Diese dunklen bzw. hellen Streifen werden als Machsche Streifen bezeichnet. Der M. ist zur Bestimmung der Modulationsübertragungsfunktion des Gesichtssinnes benutzt worden.

[<-- Leuchtdichteverlauf und Schwärzungsverteilung im Bild einer scharfen Kante](#)

Machzahl

nach E. Mach, Formelzeichen M_a oder M , der Quotient aus der Geschwindigkeit eines sich in einem (kompressiblen) Medium bewegendem Körper und der Schallgeschwindigkeit in diesem Medium.

Da die Schallgeschwindigkeit von den meteorolog. Verhältnissen, von Flughöhe bzw. Luftdichte u.a. abhängt, ist die Geschwindigkeit eines z.B. mit $M_a = 1$ fliegenden Flugzeugs nicht immer und überall gleich groß.

Mache Einheit

M.-E., E: Mache unit

Heinrich M., 1876–1954, Physiker, Wien

Als Einheit der radioaktiven Konzentration in Quellwässern u. -gasen, Atmosphäre etc. die Menge Radon/l, die allein (ohne Zerfallsprodukte) bei vollständiger Ausnutzung ihrer α -Strahlung durch Ionisation einen Sättigungsstrom von 10^{-3} elektrostatischen Ladungseinheiten unterhält:

$$1 \text{ M.E.} = 3,64 * 10^{-10} \text{ Ci/l}$$

Machlett Laboratories

Machlett Laboratories war ein im Nordosten der Vereinigten Staaten ansässiges Unternehmen, das Röntgen- und Hochleistungs-Vakuurröhren herstellte. Machlett war ein großer Produzent dieser Röhren und entwickelte Zubehör, das auch mit diesen Röhren verwendet werden konnte.

Für seine Beiträge zu den Bemühungen im Zweiten Weltkrieg wurde Machlett 1945 von der US-Regierung mit einem "E" ausgezeichnet. Das Unternehmen wurde 1989 von Varian gekauft.

Das Unternehmen begann als E. Machlett and Son, das 1897 in New York City, Vereinigte Staaten, als Hersteller von wissenschaftlichem Glas gegründet wurde.

Machlett Laboratories wurde aus E. Machlett & Sons gegründet, um die damals neue Technologie der Röntgenstrahlen zu nutzen. Sie stellten Röntgenröhren von Anfang an bis 1989 her, als sie von Varian gekauft wurden.

Zusätzlich zur Herstellung von Röntgenröhren stellten sie Hochleistungs-Vakuumröhren für den Einsatz in Radio- und Fernsehsendungen her.

Machlett Laboratories, Inc. wurde 1934 in der Hope Street und Camp Avenue gegründet. Dieser Produktionsbetrieb begann mit der Herstellung von Röntgenröhren und wurde zum größten Hersteller seiner Art in der Welt. Ray-Mond war Präsident des Unternehmens, das von seinem Vater Robert gegründet wurde, einem Wissenschaftler, der die erste praktische Röntgenröhre in Amerika herstellte und sein Leben dem Ziel widmete, sie sicher und erfolgreich in der Medizin einzusetzen. Robert Machlett arbeitete mit Madame Curie und anderen führenden Röntgenologen zusammen, um dies zu ermöglichen.

Sie zogen Anfang des 20. Jahrhunderts nach 1063 Hope St. in Stamford, Connecticut, und blieben dort.

Röntgenröhren

Sie waren das erste Unternehmen, das das Konzept der Drehanode einsetzte, das zu diesem Zeitpunkt in medizinischen Röntgensystemen so gut wie universell ist. Gegen Ende der Herstellungszeit produzierten sie öulumlaufende Röntgenröhren mit angebautem Wärmetauscher (zur Verwendung mit Computertomographen (CT)) mit Drehanoden von 5 Zoll Durchmesser aus einer Wolfram-Rhenium-Legierung und Molybdän, an denen eine große Masse Graphit als Wärmesenke angebracht war.

Die Herstellung von Röntgenröhren wurde an zwei weitere Unternehmen lizenziert, GEC Medical und Comet SA aus Bern in der Schweiz.

Die Machlett-Röntgenröhre wurde hergestellt, um die Glühwendel (Kathode) elektrostatisch zu schützen, so dass eine lange Lebensdauer bei Betriebsspannungen im Bereich von 100-300 kV erreicht werden konnte. Die Röntgenröhre wurde von E. Machlett & Son entworfen und hergestellt, die auf wissenschaftliche Glasinstrumente spezialisiert waren. Das amerikanische Unternehmen, das 1897 in New York gegründet wurde, begann als Einzelgeschäft und entwickelte sich bald zu einer international anerkannten Firma. Die Machlett-Röntgenröhre wurde im April 1934 patentiert.

Neben Röntgenröhren stellten sie auch Kollimatoren - zur Bestimmung der Strahlgröße - und drei Marken des "Dynalyser" her - ein invasives Instrument zur Messung aller wichtigen Parameter in einer Röntgenröhre. Dieses bestand aus einer mit SF6 isolierten HV-Einheit und einer Anzeigeeinheit. Dazu konnte ein separater Strahlungsmonitor verwendet werden, und an dieses Gerät konnte auf Wunsch auch ein Oszilloskop angeschlossen werden. Von der neuesten Version wurden etwa 2.500 Stück verkauft, und dieses Gerät überlebte den Verkauf der Firma an Varian und spätere Käufer und wurde von Anfang der 1980er Jahre bis etwa 1995 produziert.

Zu ihren Errungenschaften zählte ein von ihnen für Irene und Frederic Joliot-Curie angefertigter Zähler für ihre Experimente über künstliche Radioaktivität im Jahr 1934. Machlett war bekannt für seine ziemlich vollständige Reihe von Senderöhren, die meisten Trioden. Der Hauptkonkurrent Eimac brachte Tetroden auf den Markt, die Machletts Trioden eher in den Schatten stellten, da Tetroden eine höhere Verstärkung haben, keine "Neutralisierung" benötigen und Tetroden in einem Sinton-modifizierten Doherty-Verstärker schirmgittermoduliert werden können.

Macro

Macro...Wortteil » groß«, » lang«

Macula

latein. Fleck

Magazintechnik

Aufnahmebetrieb, bei der die Röntgenfilme nicht mehr einzeln in Kassetten, sondern in größerer Anzahl in ein Vorratsmagazin eingelegt und von dort automatisch in die Aufnahmeposition zwischen eine Verstärkerfolienkombination gebracht werden. Nach der Belichtung erfolgt automatisch der Transport in ein Auffangmagazin oder direkt in eine Entwicklungsmaschine. M. ist bei der Schirmbild- u. Bildverstärkerphotographie üblich, hat sich aber für Großaufnahmen erst nach 1970 teilweise eingeführt (Lungen-, Skelettdiagnostik, Magen-Darm- u. angiograph. Arbeitsplätze. M. bedeutet eine erhebliche Rationalisierung des Arbeitsablaufes bei hinreichend hoher Aufnahmezahl.

Magen

Ventriculus, Gaster, E: stomach

Das intraperitoneale, im Leerzustand darmähnlich schlauchförmige, im Füllungszustand dickere u. längere, sehr muskulöse Organ als Teil des Verdauungstraktes zwischen Ösophagus u. Duodenum; die Wand ist 4schichtig, besteht - von außen nach innen - aus der Tunica serosa (Peritoneum) mit Tela subserosa, Tunica muscularis (Wandmuskulatur), Tela submucosa u. Tunica mucosa (= Magenschleimhaut).

In der Schleimhaut liegen die vier wichtigsten Zellarten des Magens: Hauptzellen (Pepsinogen), Nebenzellen (Magenschleim), Belegzellen (HCl, Intrinsic-Faktor), enterochromaffine Zellen (Gastrin).

Funktionen: Nahrungsaufnahme, Nahrungsdesinfektion mittels Magensäure, Magenverdauung.

Die Regelung des Spannungszustandes (Tonus), der Peristaltik, Sekretion u. Entleerung erfolgt durch das autonome (= vegetative) Nervensystem (Plexus myentericus Auerbach, Pl. submucosus Meissner). Die Blutversorgung erfolgt durch Magenäste des Truncus coeliacus.

Magenblase

E: gastric bubble; magenblase

Die beim Stehenden die Magenkuppel (Fornix) ausfüllende Luft. Im Röntgenbild gut sichtbar. Auffallend groß bei Römheld Syndrom, Aerophagie.

Magen-Darm-Passage

MDP, E: upper gastrointestinal x-ray series

Darstellung des Magen-Darm-Traktes (Speiseröhre, Magen, Dünndarm, seltener auch einschließlich Dickdarm) durch Trinkenlassen eines wasserlöslichen positiven, nicht am Stoffwechsel teilnehmenden Kontrastmittels (meist Bariumsulfatbrei; bei Stenoseverdacht jodhaltige wäßrige Mittel).

Kontrolliert werden der Schluckakt, das Schleimhautrelief der Speiseröhre u. des Magens, nach Füllung des Magens die Magenform, eventuelle Füllungsdefekte, die Magenperistaltik u. -entleerung; anschließend Beurteilung des Duodenums u. oberen Jejunums nach 2–4 Std. u. des unteren Dünndarms bzw. Dickdarms nach 8–24 Std.

Spezielle Untersuchungen:

Feinreliefdarstellung der Pars pylorica: Unter leichter Kompression werden die Magenfalten in der Pars pylorica gerade zum Verschwinden gebracht, damit sich die Areolae gastricae abbilden lassen.

Hypotonische Duodenographie

Parietographie des Magens: Röntgendarstellung der Magenwand nach Luftfüllung des Magens und Anlage eines Pneumoperitoneum; durch Endoskopie verdrängt.

Indikationen: Postoperative Magenröntgendiagnostik, Verdacht auf Magenperforation, evtl. bei Magenblutung; auch bei der Computertomographie des Abdomens. Differentialdiagnose von Magenwandprozessen, vor allem zur Abgrenzung von Magenvarizen im Fundus des Magens von Tumoren.

Pharmakologische Untersuchungen:

Mit Metochlopramid zur Verstärkung der Peristaltik bei Hypotonie und Stenose im Bereich des Magenausganges oder des Duodenum. Spasmolytika zur Hypotonisierung des Duodenum.

Doppelkontrastdarstellung (durch Verwendung des natürlichen Luftgehalts oder zusätzliche Luftinstillation) für den Magen üblich, seltener auch für Speiseröhre und Dünndarm.

⇒ Verdauungssystem,

Magen-Darm-Trakt, Geschichte der Radiologie

Nach Röntgens Entdeckung vergingen nur einige Monate bis zu den ersten Forschungsarbeiten über die Möglichkeit, den Magen-Darm-Trakt durch Anfüllen mit X-Strahlen-undurchlässigen Mitteln sichtbar zu machen

Gegen Ende des Jahres 1896 baten die beiden erst im ersten Studienjahr befindlichen Harvard-Medizinstudenten Walter Cannon und Albert Moser den Direktor des Physiologischen Instituts um ein Forschungsthema. Da dieser gerade von den neuen Röntgenstrahlen gehört hatte, schlug er ihnen vor, nach einer Methode zu suchen, mit der man den Schluckmechanismus am Tier untersuchen könne. Daraufhin bereiteten Cannon und Moser zu Beginn des Monats Dezember 1896 Kapseln mit basischem Wismutnitrat, dann mit Brot vermischtes Wismut, und schließlich demonstrieren sie am 29. Dezember 1896 vor der Amerikanischen Gesellschaft für Physiologie den Nutzen dieses Kontrastmittels für die radioskopische Untersuchung des Schluckmechanismus bei Gänsen.

In Frankreich untersuchen Roux und Balthasar schon 1897, also zwei Jahre nach Röntgens Entdeckung, die Peristaltik des menschlichen Magens, indem sie in Wasser aufgeschwemmtes und mit Sirup geschmacklich aufbereitetes basisches Wismut benutzen.

Schon 1897 erkannte man, daß Wismut und Barium als am geeignetsten für die Kontrastdarstellung des Gastrointestinaltrakts. Das Wismut wurde ursprünglich deshalb gewählt, weil es in der Pharmakopöe (Arzneibuch) verzeichnet war und man glaubte, die Herstellung eines reinen Produkts sei daher leichter. Beide Substanzen zog man auch deshalb in Betracht, weil ihre unlöslichen Salze leicht beschaffbar und besonders strahlungsundurchlässig waren. Erst 1910 verdrängte das Barium das Wismut wegen seines geringen Preises und seiner größeren Reinheit; außerdem hatten sich mit dem Wismut inzwischen einige Unfälle ereignet. Der sehr viel längeren Belichtungszeiten wegen hatte man in Kauf zu nehmen, daß sich bewegende Organe nur sehr unscharfe Bilder lieferten.

Der Deutsche Rieder entwickelte seinen Wismutkontrastbrei 1903 und erfand gleichzeitig eine genormte radiologische Untersuchungstechnik für den Magen. Trotz erfolgter Abänderungen ist dieser radiologische Explorationstyp der klassische geblieben. Rieder machte nämlich Photoserien, wobei er immer aus derselben Lage aufnahm, so daß durchaus ein allgemeiner Eindruck von Peristaltik und Form des Magens erhalten werden konnte. Als erster wies er außerdem auf die Möglichkeit hin, den Dünndarm und selbst den Dickdarm nach Verabreichung eines Wismutbreis zu erforschen. 1908 begann sich dann in breiten Kreisen der Gedanke durchzusetzen, daß die Röntgenologie für die Untersuchung des Magens ebenso wichtig sei wie für jene der Knochen und Gelenke.

Eine der wichtigsten Begebenheiten für die Magenläsionsdiagnose trug sich 1910 zu: Martin Haudek, Wien, ein Mitarbeiter in Holzknechts Stab, beschrieb zum ersten mal das Nischensymptom für das Magengeschwür. Wie er dazu kam, ist durchaus erwähnenswert. Schon 1905 hatte Haudek eine Mageninzisur beschrieben, die er für das gewöhnliche Geschwürzeichen hielt. Er glaubte, bei dieser Inzisur handele es sich um eine Einschnürung durch Narbenbildung.

Indes, bei der Operation eines Patienten Haudek's geirrt; Sie haben eine Inzisur im Magen gesehen, wo keine vorhanden war, und Sie haben ein Geschwür übersehen, das vorhanden war.“ Haudek sah also konnte er nun darauf ein Gebilde, das wie eine Einsackung aussah; es lag genau gegenüber der Vertiefung, die er Inzisur genannt hatte. Nachdem er diese Nische nun einmal entdeckt hatte, brauchte er nur noch einige Monate, um noch fünfundzwanzig andere zu finden und zu demonstrieren, was er jetzt definitiv als Nische bezeichnete.

Seither begannen daher die Radiologen direkt ein Magengeschwür zu diagnostizieren, wenn sie eine Nische antrafen.

Magna-Kamera

⇒ Bildverstärkerkamera, Szintillationskamera

Magnesium

Chem. Zeichen	Mg			
Ordnungszahl	12			
Atomgewicht	24,305			
Massenzahlen	24 [25, 26]			
Radioisotope		$T_{1/2}$	Energie [MeV]	Γ_H
	28	21 h	$\beta = 0,42 \gamma = 1,35$	210
Dichte	1,74			
Schmelzpunkt	649 °C			
Siedepunkt	1,107 °C			

Lex M

Elektronegativität	1,31 [Oxidationsstufe II]
Häufigstes Isotop	78,99 %
1. Ionisierungsenergie	744 kJ/mol bei 25 °C
Ionenradius (Ladung)	72 pm (2+)
Atomradius	160 pm
Elektr. Leitfähigkeit	25 MS/s bei 0 °C
Elektronenkonfiguration	2-8-2
Periodensystem	II. Hauptgruppe

Erdalkalimetall, 2wertig. Das silberglänzende, sehr reaktionsfähige, unedle Leichtmetall wird von schwachen Säuren aufgelöst und verbrennt mit blendend weißem Licht (Verwendung als Blitzlicht und in der Pyrotechnik) zu Magnesiumoxid.

M. kommt in Form von Silicaten (Asbest, Meerscham, Olivin, Serpentin, Talk), Carbonaten (Magnesit, Dolomit), als Bestandteil von Salzlagern und im Meerwasser vor. Gewonnen wird es durch Schmelzelektrolyse aus M.chlorid.

M. wird u.a. als Legierungsbestandteil, Treibstoffzusatz (in Raketen) und Reduktionsmittel verwendet.

In Mineralen, Meer- u. Quellwasser, Pflanzen (Chlorophyll) enthalten; wesentliches Bioelement für Tier u. Mensch (Tagesbedarf bis 400 mg)

Magnesium hat die Ordnungszahl 12 und ist das zweitleichteste Erdalkalimetall mit den drei stabilen Isotopen ^{24}Mg (78,99 %), ^{25}Mg (10,00 %) und ^{26}Mg (11,01 %). Das mittlere Isotop weist einen Kernspin von +5/2 auf. Dieses Metall ist silbrig-weiß und kristallisiert in der hexagonal dichtesten Packung. Es ist ziemlich reaktionsträge und reagiert bei Zimmertemperatur weder mit Sauerstoff noch mit Wasser, wird aber von Säuren angegriffen. Dieses Metall schmilzt bei 650°C und siedet bei 1090°C. In der Natur kommt Magnesium stets in der Oxidationsstufe +II vor. Wegen der positiven Elektronenaffinität existieren keine negativen Magnesiumionen. Der Atomradius beträgt 150pm, der van-der-Waals-Radius ist mit 173pm nur wenig größer. Die Oxidation führt zu zweiwertigen Magnesiumkationen, die in einer oktaedrischen Umgebung einen Radius von 86pm aufweisen. Als typisches Metall nimmt die elektrische Leitfähigkeit mit steigender Temperatur ab und der elektrische Widerstand steigt von 39,4 n bei 0 °C auf 277 n bei 700 °C. Magnesium verbrennt mit einer glühenden Oxids, die freie Standardbildungsenthalpie $\Delta_f H^\circ$ beträgt -601 kJ/mol (Magnesium unter sehr greller Lichterscheinung in Trockeneis und reduziert CO² zu Kohlenstoff.

Magnesium kommt in der Natur nicht gediegen, sondern nur in der zweiwertigen Oxidationsstufe vor, wobei die Carbonate [Magnesit oder Bitterspat MgCO_3 und Dolomit $\text{CaMg}(\text{CO}_3)_2$, das Halogenid [Carnallit $\text{KMgCl}_3 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$], das Sulfat [Kieserit $\text{MgSO}_4 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$] und die Silikate [Olivin $(\text{Mg,Fe})_2\text{SiO}_4$ sowie Talk $\text{Mg}_3\text{Si}_4\text{O}_{10}(\text{OH})_2$] die wichtigsten Minerale darstellen. Spinelle sind Oxide und weisen die Zusammensetzung MgAl_2O_4 auf. Schon in der Antike war bekannt, dass die Carbonate in der Hitze Oxide bilden, die Erden genannt wurden. Nach dem Aufschlännen in Wasser beobachtete man basisches (alkalisches) Verhalten, weshalb diese Metalle (insbesondere Magnesium und Calcium) Erdalkalimetalle genannt wurden. Ein großes Magnesium-Reservoir stellt Meerwasser dar, da 17 % der gelösten Salze Magnesiumverbindungen sind. So gibt es durch Bestrebungen, auch in Deutschland Magnesium zu gewinnen: zwei kg können aus einem m³ Nordseewasser gewonnen werden.

Magnesium wurde 1755 von Joseph Black in Edinburgh identifiziert. Die Erstsynthese von Magnesiummetall gelang Sir Humphry Davy bereits 1808 in London durch Salzelektrolyse von Magnesiumhydroxid. 1831 isolierte Antoine-Alexandre-Brutus Bussy (École de Pharmacie in Paris) Magnesiummetall, indem er Magnesiumchlorid mit Kalium reduzierte. Danach löste er Kaliumchlorid mit Wasser heraus und beobachtete glänzende Magnesiumkügelchen. Zwei Jahre später entwickelte Michael Faraday ein elektrolytisches Verfahren zur Herstellung von Magnesiummetall aus den Halogeniden. In den ersten Jahrzehnten des 20. Jahrhunderts wurde in Deutschland für diesen Prozess Carnallit eingesetzt. Später wurde dieses Verfahren für die industrielle Magnesiumherstellung weiterentwickelt. Heute isoliert man Magnesium nach diesem Verfahren in einer Schmelzflusselektrolyse aus Magnesiumchlorid bei 800 °C mit einer Stahlkathode und einer Graphitanode. Hierfür wird gebranntes Magnesiumkarbonat mit Chlor in Anwesenheit von Kohle zu Magnesiumchlorid und Kohlenstoffmonoxid umgesetzt; eine direkte Reduktion von MgO mit Kohlenstoff gelingt hingegen nicht. Im Pidgeon-Prozess wird Magnesiumoxid mit Ferrosilizium bei hohen Temperaturen reduziert. Gehandelt wird Magnesium in 8 kg schweren Barren. Das Recycling von Magnesiumlegierungen gewinnt zunehmend an Bedeutung.

Magnesium ist ein untoxisches und essenzielles Element für alle Lebewesen. Ein Mensch enthält etwa 24 g Magnesium; die Hälfte davon ist in den Knochen an die Hydroxylapatit-Kristalle $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$ gebunden, weitere 25 bis 30 % befinden sich in den Muskeln. Das restliche Magnesium kommt im Blut und intrazellulär vor. Der tägliche Bedarf liegt bei 250 bis 380 mg. Magnesiummangel entsteht beispielsweise durch Darmresorptionsstörungen und Alkoholismus und kann Krämpfe, Arteriosklerose sowie Herzinfarkte verursachen. Leistungssportler setzen Magnesiumsalze als Nahrungsergänzungsmittel gegen Muskelkrämpfe ein.

In Pflanzen ist Mg^{2+} (wie auch Ca^{2+}) in den Zellwänden gebunden und dient zum Vernetzen von Proteinen sowie zur photosynthetischen Fixierung von Kohlenstoffdioxid. Magnesiummangel führt zum Welken und zur Aufhellung der grünen Blätter. Überdüngung der Böden mit kaliumhaltigen Düngern führt zur Erniedrigung der Magnesiumkonzentration in den angebauten Lebensmitteln. Für die grüne Blattfarbe sind Chlorophylle verantwortlich, Magnesium-Porphyrin-Komplexe, die bevorzugt rotes und blaues Licht absorbieren. Die Magnesiumionen sind nur relativ schwach gebunden. Das Herauslösen der Magnesiumionen beim Kochen von Lebensmitteln führt zu einer olivgrünen Verfärbung. Das Magnesiumion kann durch zweiwertige Kupferionen ersetzt werden, was zu koch- und lichtstabilem Grün führt. Aus diesem Grund wurde grünes Gemüse früher gern in Kupferkesseln zubereitet.

Verwendung

Reduktionsmittel

Magnesiummetall ist ein probates und kostengünstiges Reduktionsmittel und wird technisch unter anderem zur thermischen Reduktion von Metallchloriden zur Herstellung oxophiler Metalle (z.B. Titan, Zirkonium, Hafnium, Uran) eingesetzt und in der Eisen- und Stahlindustrie findet es als Desulfurierungs- und Desoxidationsmittel Verwendung]. In der organischen Synthesechemie wird die Reduktionskraft des Magnesiums unter anderem in der Pinacol-Kupplung eingesetzt.

Direktes und indirektes Reduktionsmittel

Magnesiumhydrid (MgH_2) ist eine salzartige Verbindung mit hoher Gitterenergie und großem Speichervermögen an Wasserstoff, was zum Einsatz in Wasserstoffspeichertechnologien führt. Molekulare, lösliche Magnesiumhydride zeigen ungewöhnliche Hydrierungsreaktionen und Selektivitäten. So lassen sich Pyridin und dessen Derivate katalytisch unter Dearomatisierung zu 1,2-Dihydropyridin umsetzen mit anschließender Hydroborierung.

Alkylmagnesiumverbindungen können auch Reduktionsreaktionen vermitteln: Zum einen in der direkten Reduktion als Elektronentransfer eines Grignard-Reagenzes und zum anderen in der indirekten Reduktion als Konshydriderminierung der Alkylgruppe und intermediärer Bildung von Magnesiumhydrid.

Legierungsbestandteil

Magnesium stellt wegen seiner geringen Dichte von nur $1,74 \text{ g/cm}^3$ (um ein Drittel geringer als Aluminium) einen beliebten Legierungsbestandteil dar, wenn geringes Gewicht von Bedeutung ist wie beispielsweise im Fahrzeugbau, in Luft- und Raumfahrt. Ein Vorteil ist die leichte Gießbarkeit von flüssigem Metall. Magnesium ist nicht korrosionsbeständig und deswegen ist eine Schutzschicht (aus Chrom oder Lack) notwendig. Magnesiumhaltige Anstriche schützen den Schiffsrumpf vor Korrosion im Salzwasser. Magnesiumbrände können nicht mit Wasser gelöscht werden, sie müssen mit Sand erstickt werden; daher rührt auch die Anwendung in Brandbomben. Aluminiumlegierungen enthalten oft 2,5 % Magnesium und knapp die Hälfte des produzierten Magnesiummetalls wird als Legierungsmittel verwendet.

Wasserstoffspeichermaterialien zeichnen sich aus durch Verfügbarkeit, geringe Kosten, geringe Dichte sowie hohe Wasserstoffspeicher-Kapazität. Hierfür werden intensiv Magnesiumlegierungen untersucht, die beispielsweise Nickel, aber auch Kobalt, Mangan und Kupfer enthalten. Die Kinetik der Wasserstoffabsorption und -desorption stellt eine zentrale Fragestellung dar. Nicht nur die Legierungszusammensetzung, sondern auch Verfahren der Herstellung und Art der Strukturierung der Legierung von sind Bedeutung.

Magnesiumbatterien

Aus Gewichtsründen basieren heute viele wiederaufladbare Systeme (Akkumulatoren) auf Lithium und seinen Verbindungen. Zunehmend rückt hier jedoch Magnesium in den Fokus, da dieses Element einige Vorzüge aufweist: Es ist weltweit verfügbar, untoxisch und leicht isolierbar. Außerdem stellt es im Redoxprozess zwei Elektronen zur Verfügung. Die Forschung in diesem Bereich steht noch am Anfang, um große Energiedichten und hohe Sicherheit zu garantieren. Als Elektrolyt scheinen relativ inerte Etherlösungen die bestgeeignete Wahl zu sein. Kathodenmaterial und eine schwer beherrschbare Elektronenübertragungs-Kinetik stellen Herausforderungen dar.

Magnesiumorganische Chemie

Die Herstellung elementaren Magnesiummetalls ermöglichte den Einsatz dieses Elements in der magnesiumorganischen Chemie. Schon 1866 setzte James Alfred Wanklyn Diethylquecksilber mit Magnesium um und erhielt halogenidfreies Diethylmagnesium. Später reagierte Philippe Barbier Magnesium mit Alkylhalogeniden. Diese Reaktion wurde von Victor Grignard zur einfachen Synthese von nach ihm benannten Alkylmagnesiumhalogeniden, den Grignard-Reagenzien, weiterentwickelt; ihm wurde für diese Verdienste 1912 der Nobel-Preis verliehen.

Die Synthese von Grignard-Reagenzien aus wenig aktivierten C-X-Bindungen sowie bei tiefen Temperaturen gelingt durch den Einsatz von aktiviertem Magnesium Mg^* , welches über vielfältige Aktivierungsmethoden zugänglich ist (beispielsweise als Rieke-Magnesium)

Magnet-

Magnetbandspeicher

Bildbandspeicher, Videorekorder

1. Den Tonbandgeräten entsprechende Geräte für die Aufzeichnung von Videosignalen (Fernsehbildern). In der Radiologie werden M. zur Speicherung von Durchleuchtungsbildern benutzt. Dadurch wird eine wiederholte Bildbetrachtung durch beliebig viele Personen ermöglicht - auch als Standbilder oder in Zeitlupe -, und außerdem können die ganze Durchleuchtungsbildfolge oder die wesentlichen Teile auf Film übertragen und archiviert werden. Die wesentlichen Teile eines M. sind der Magnetkopf als Übertrager der Signale auf das Magnetband. Es besteht aus einer dünnen 50, 25 oder 12,5 mm breiten Kunststoffolie (30 μm dick) und einer Magnetschicht (6 -10 μm), die aus feinen Eisenoxid- oder Chromdioxidteilchen und einem Bindemittel besteht. Der Magnetkopf ist ein Elektromagnet mit Weicheisenkern. Die Polschuhe des Magneten stehen sich auf 1-2 μm Spaltbreite gegenüber. Durch eine um den Eisenkern gewickelte Spule wird der Magnet im Rhythmus des Videosignals magnetisiert, und durch das Magnetfeld werden die magnetischen Teilchen im Band zu Permanentmagneten magnetisiert. Dem Videosignal entspricht die Verteilung dieser Kleinstmagnete auf dem Band. Bei der Vorführung wird dieses Band wieder an den Polschuhen vorbeigeführt. Es entsteht im Magneten ein magnetischer Fluß, und in der Spule wird eine entsprechende Spannung induziert. Wegen der großen Zahl der Bildpunkte (200 000 je Halbbild in 1/50 s) müssen je Sekunde 10 Millionen Bildpunkte gespeichert werden, entsprechend 50 Halbbildern/s bzw. 25 Vollbildern / s (Zeilensprungverfahren). Das erfordert eine sehr hohe Relativgeschwindigkeit zwischen Kopf und Band (bis 20 m/s). Die Bänder werden daher vielspurig ausgenutzt, indem man den schnell rotieren den Kopf (auch mehrere) schräg zum Band laufen läßt. Die Bandgeschwindigkeit liegt bei 10-20 cm/s, die Köpfe rotieren etwa 1.500mal je Minute. Um die 10 Millionen Bildpunkte/s aufzeichnen zu können, wird eine Bandbreite des M. von 5 MHz benötigt. Um die verbesserte Bildgüte des 1249-Zeilen-Fernsehens auch bei Speicherung zu erhalten, ist eine wesentliche Steigerung der Frequenzbandbreite der Rekorder erforderlich.
2. Externer Speicher für große serielle Datenmengen. Der Datenträger ist ein dünnes 1,25 oder 2,5 cm breites Magnetband, für Mikrorechner auch als Magnetbandkassetten.

Vorteile: große Kapazität, Aufbau einer Magnetbandbibliothek, auswechselbare Datenträger, leichte Archivierbarkeit, geringer Preis des Datenträgers.

Nachteil: lange Suchzeiten durch Umspulen. Zur Bildbearbeitung wenig Bedeutung; externer Speicher.

Resultierende MÜF für die horizontale Bildrichtung bei Verwendung von Magnetbandspeichern mit 5 bzw. 10 MHz Bandbreite (hochauflösende Röntgenfernsehkette, CsI-Bildverstärker)

Schematische Darstellung des Arbeitsprinzips eines Magnetbandspeichers

Magnetische Energiedichte

magnetische Energiedichte, w_m , die räumliche Dichte der mit einem Magnetfeld verbundenen Energie (magnetische Feldenergie). Es gilt $w_m = B \cdot H / 2$ (B : magnetische Flußdichte, H : magnetische Feldstärke). In isotropen Medien ist $w_m = \frac{1}{2} \mu^{-2} / 2$ (μ Permeabilität), in anisotropen Medien ist μ ein Tensor. Diese Beziehungen gelten auch für zeitabhängige Felder, μ wird dann eine frequenzabhängige und i.a. komplexe Größe (komplexe Permeabilität μ^*). Bei ferromagnetischen Substanzen besteht kein eindeutiger Zusammenhang mehr zwischen B und H , in diesem Fall gilt die allgemeinste Formulierung

Mit der elektrischen Energiedichte $w_e = E \cdot D / 2$ (E : elektrische Feldstärke, D : dielektrische Verschiebung) wird w_m zur Dichte der elektromagnetischen Feldenergie zusammengefaßt; diese ist die Komponente T_{00} des elektromagnetischen Energie-Impuls-Tensors. Die magnetische Energiedichte ist eine wichtige Werkstoffkenngröße für magnetische Materialien, sie entspricht der von der Hystereseschleife umschlossenen Fläche und gibt die mit gegebenem Materialaufwand einem System entnehmbare Leistung an.

Magnetische Flußdichte

Früher übliche Bezeichnung für die physikalische Größe magnetische Induktion

Magnetischer Fluß

Produkt aus der Induktionskonstanten, der magnetischen Feldstärke, der Fläche, die vom Feld durchsetzt wird, und dem Kosinus des Winkels zwischen Feldrichtung und der Senkrechten auf die Fläche.

Der magnetische Fluß wurde früher auch als Induktionsfluß oder magnetischer Kraftfluß bezeichnet. Seine Maßeinheit ist Weber-Voltsekunde.

Magnetisches Feld

Magnetfeld, E : magnetic field

Das an das Vorhandensein elektrischer Ströme (= bewegte elektrische Ladungen; bei Permanentmagneten die intraatomaren Elektronenbewegungen) oder schnell veränderlicher elektrischer Felder gebundene magnetische Kraftfeld; um einen geraden, stromdurchflossenen elektrischen Leiter als Feld mit kreisförmigen, konzentrisch angeordneten Feldlinien, welche um eine stromdurchflossene Zylinderspule als Magnetsystem definitionsgemäß vom Nord- zum Südpol des Systems verlaufen.

Magnetische Feldstärke heißt das Verhältnis der an einem Magnetpol angreifenden Kraft zur Größe der Polstärke des Magneten.

Die magnetische Feldstärke (H) ist umgekehrt proportional zum Abstand von diesem Leiter, u. ihre SI-Einheit ist Ampere pro Meter = A/m.

Mit der magnetischen Feldstärke eng verknüpft ist die - meßbare - magnetische Flußdichte (= magnetische Induktion; Symbol: B)

Proportionalitätsfaktor zwischen diesen beiden Faktoren ist die mit dem Symbol μ bezeichnete Materialgröße »Permeabilität« (im Vakuum $\mu = 1$).

Medizinisch genutzt werden Magnetfelder z.B. bei der Kernspinresonanztomographie

Magnetfelder messen

War die Messung von magnetischen Feldern einst eine Aufgabe in der physikalischen Grundlagenforschung, so ist sie heute in vielen verschiedenen Bereichen der praktischen Technik zur Alltäglichkeit geworden. So mißt man beispielsweise in der EMV-Meßtechnik die Ausstrahlung von Transformatoren oder Bildröhren, wenn Gefahr besteht, daß sie andere Geräte und Systeme stören könnten. In der Starkstromtechnik erfaßt man galvanisch getrennt den in einem Leiter fließenden Strom über das ihn umgebende Magnetfeld.

In der Geologie liefert die hochgenaue Analyse des Verlaufs des erdmagnetischen Feldes aufschlußreiche Informationen über die Bodenbeschaffenheit. Kompaß-Sensoren werden in die Autos der Zukunft eingebaut werden, um in elektronischen Navigationssystemen die Position ermitteln zu helfen.

Die moderne Medizin untersucht den menschlichen Körper mittels Kernspin-Tomografie in Magnetfeldern, deren Stärke genau bekannt sein muß, und sie mißt die ultraschwachen Felder, die das Herz beim Schlagen aussendet (MKG, Magnetokardiogramm), um daraus Rückschlüsse auf den Gesundheitszustand zu ziehen. Auch um die Intensität von sogenanntem "Elektrosmog" zu messen, der unter Verdacht steht, die Gesundheit von Menschen zu beeinträchtigen, braucht man Magnetfeld-Meßgeräte.

Auch die zerstörungsfreie Materialprüfung gewinnt durch magnetische Meßmethoden wertvolle Möglichkeiten hinzu. So lassen sich damit feinste Haarrisse in Stahl erkennen.

Darüber hinaus dienen Magnetfeld-Messungen immer häufiger auch als reines Mittel zum Zweck - als Umweg, um ganz andere Meßgrößen zu erfassen. Eine Vielzahl von Sensoren arbeitet auf dieser Basis: für die Annäherung von Gegenständen, für die Aufnahme von Positionen, Verfahrwegen, Drehwinkeln, Drehzahlen, Füllstand und anderen mechanischen Größen.

Das älteste Meßprinzip arbeitet mit einer Induktionsspule.

Sie ist sehr einfach und billig herstellbar, sie erfaßt aber ausschließlich Wechselfelder, weil nur eine Änderung eines Magnetfeldes in ihr eine Spannung induziert.

Gleichfelder lassen sich nur durch Drehung ihrer Achse um 180° messen, wobei der erzeugte Spannungsstoß über die Zeit integriert wird (einst mit einem Drehspulinstrument ohne Rückstellfeder, heute elektronisch). Ein weiteres Problem ist die Frequenzabhängigkeit: Die ideale Induktivität gibt es in der Praxis nicht, jede reale Spule hat eine Wicklungskapazität, die mit der Induktivität einen Schwingkreis bildet. Nur weit unterhalb der Resonanzfrequenz ist die Aufnahmecharakteristik linear, in deren Nähe und darüber kommt es dagegen zu erheblichen Meßfehlern. Für breitbandige Messungen sind Spulen deshalb kaum geeignet, dagegen eher für eine Festfrequenz (z.B. 50 Hz).

Auch die Eichung ist umständlich: Man muß sie dazu einem Feld genau bekannter Stärke aussetzen und das Ausgangssignal messen.

Ein sehr weit verbreitetes Meßprinzip ist der Hall-Effekt - bereits 1879 von dem englischen Physiker Edwin H. Hall entdeckt.

Magnetisierung

Materie wird im magnetischen Feld polarisiert, sie erhält ein magnetisches Moment.

Das Verhältnis dieses Momentes zum Volumen des magnetisierten Stoffes heißt M . M ist der Feldstärke proportional und außerdem der Quotient aus magnetischer - Polarisation und der magnetischen Feldkonstanten μ_0 .

Einheit: Ampere/Meter (A/m)

⇒ Diamagnetismus, Magnetplattenspeicher, Plattenspeicher

Magnetismus

1. Fähigkeit eines Stoffes, Eisen od. andere ferromagnetische Stoffe anzuziehen, Ferro-, Dia-, Paramagnetismus

2. Wissenschaft von den magnetischen Erscheinungen

3. Mesmerismus

Magnetisch gesteuerter Oszillator

MCO

Tunneldioden-Oszillator, in dem die Induktivität durch einen elektrisch leitenden dünnen Metallfilmstreifen oder Draht gebildet wird, dessen Eigenschaften sich durch ein externes Magnetfeld verändern.

Weil das Ausgangssignal eine Frequenz ist (Grundwert ca. 130 MHz), ergibt sich die sehr hohe Empfindlichkeit von über 100 GHz/Tesla.

Damit lassen sich Flußdichten bis herab in den pT-Bereich messen.

Magnetoenzephalographie

MEG, E: magnetoencephalography

(Cohen u. Mitarb. 1968) nicht-invasive Methode zur Messung biomagnetischer Felder (vgl. Biomagnetismus) über dem Gehirn; z.B. Registrierung spontaner Felder im Zusammenhang mit Epilepsie oder evozierter Felder im Zusammenhang mit visuell oder auditorisch evozierten Potentialen.

Magnetokardiographie

MKG, E: magnetocardiography

Messung biomagnetischer Felder über dem Herzen.

Dient v.a. für Untersuchung des Reizleitungssystems, Herzvolumenmessungen, Infarkt Diagnostik.

Magnetomyographie

MMG, E: magnetomyography

Messung biomagnetischer Felder über der Skelettmuskulatur.

Magnetoökulographie

Messung biomagnetischer Felder im Bereich des Auges.

Magnetopneumographie

Nicht-invasive Methode zur Messung biomagnetischer Felder über der Lunge; ferner z.B. in der Diagnostik der Berufskrankheiten zur Bestimmung der Verteilung, Ablagerung u. Clearance ferromagnetischer Teilchen in der Lunge; die Teilchen werden von außen magnetisiert, u. anschließend wird das remanente Magnetfeld gemessen.

Magneto-resistive Sensoren

Sie basieren auf dem Effekt, daß der elektrische Widerstand einer dünnen anisotropen ferromagnetischen Schicht durch ein magnetisches Feld verändert wird. Dabei spielt der Winkel zwischen Magnetisierungsrichtung und Stromrichtung eine entscheidende Rolle. Wenn beide parallel verlaufen, ist der Widerstand am größten, bei einem rechten Winkel zwischen beiden am kleinsten. Die maximale Widerstandsänderung liegt in der Größenordnung von einigen Prozent vom Gesamtwiderstand, sie wird hier durch die magnetische Feldstärke H bestimmt, nicht durch die Flußdichte B . Sie ist proportional zu HE^2 , die Polung des Feldes spielt demnach keine Rolle. Dieser Zusammenhang gilt bis zu einer bestimmten, materialabhängigen Maximalfeldstärke H_0 ; bei höheren Werten ändert sich der Widerstand nicht weiter.

Ein einfacher Streifen aus Permalloy (ca. 80 % Nickel, ca. 20 % Eisen) ist als Sensor schlecht zu gebrauchen: Der Nullpunkt (ohne Feld) ist nicht exakt reproduzierbar, und es treten Hystereseeffekte auf; auch sind die erzielbaren Widerstandsänderungen nicht sehr groß. Diese Nachteile lassen sich beheben, indem man während des Fertigungsprozesses dem Material eine magnetische Vorzugsrichtung in Längsrichtung des Streifens gibt. Ohne äußeres Magnetfeld ist jetzt der Widerstandswert am größten, jedes quer zur Vorzugsrichtung wirkende Feld verringert ihn. Damit ist aber das Vorzeichen von H aus dem Meßwert immer noch nicht erkennbar, und die Übertragungskennlinie ist stark nichtlinear. Dies läßt sich korrigieren durch eine sogenannte "Barberpole"-Anordnung: Der Permalloystreifen wird mit schmalen, schrägen Metallstreifen hoher Leitfähigkeit überdeckt. Der Strom durch das hochohmige Permalloy wählt dann zwischen den Metallstreifen den jeweils kürzeren Weg, d.h., er fließt unter einem Winkel von 45° gegen die in Längsrichtung des Streifens verlaufende Vorzugsrichtung. So kommt der Widerstand bei einer äußeren Feldstärke von Null auf einen mittleren Wert, er erhöht sich bei der einen und vermindert sich bei der anderen Feldrichtung. Innerhalb eines gewissen Bereichs herrscht akzeptable Linearität.

In der praktischen Ausführung bestehen magnetoresistive Sensoren meist aus vier derartigen Elementen, die zu einer Brücke zusammengeschaltet sind, wobei jeweils zwei gegenüberliegende gleichsinnig und die anderen beiden rechtwinklig dazu ausgerichtet sind. So ist beim einen Sensorpaar der Stromwinkel um $+45^\circ$ gegen die Längsrichtung gedreht, beim anderen um -45° . Das gleiche Magnetfeld führt dadurch beim einen Paar zu einer Widerstandszunahme, beim anderen zu einer Widerstandsabnahme. Die Brückenordnung hat auch den Vorteil, daß die sonst störende Temperaturabhängigkeit des Effekts weitgehend eliminiert wird. Die einzelnen Elemente sind meist mäanderförmig ausgeführt, damit der Grundwiderstand möglichst hoch wird. Derartige Sensoren sind wesentlich empfindlicher als Hall-Elemente und damit für schwache Felder bis in den nT-Bereich herab geeignet.

Magnetoresistive Sensoren eignen sich für sehr viel höhere Frequenzen als alle anderen, sie reichen typisch bis etwa 1 MHz, eignen sich damit auch für viele EMV-Untersuchungen. Auch ihr Temperaturbereich ist weit, sie verkräften 150°C im Dauerbetrieb und kurzzeitig 190°C und sind damit im Motorbereich von Kraftfahrzeugen einsetzbar.

Das Ausgangssignal der Brücke ist sehr klein und bedarf der üblichen Verarbeitung: Verstärkung, Temperaturkompensation und Offsetbeseitigung. Damit der Anwender damit keine Probleme hat, werden auch fertige Sensormodule hergestellt, die Sensorelement und Schaltung vereinen. Eine monolithische Integration von Sensorelementen und Signalverarbeitung ist möglich. Die magnetoresistiven Widerstände lassen sich in Metall-Dünnschichttechnik herstellen und auf das Silizium aufdampfen wie normale Metallmasken.

Die Anwendungen für magnetoresistive Sensoren sind überaus vielfältig. Sie lassen sich grob in zwei Klassen einteilen:

- a) Schwachfeldmessungen, d.h., die magnetische Feldstärke ist viel kleiner als die Sättigungsfeldstärke; in diesen Bereich fallen die echten Magnetfeldmessungen sowie die damit ausgestatteten Stromsensoren. Die Empfindlichkeit reicht aus, um das Feld der Erde zu vermessen (elektronischer Kompaß). Die meisten angebotenen Sensoren erfassen nur eine Raumkomponente des Magnetfeldes, es gibt aber auch einige wenige dreiachsig messende Typen.
- b) Sättigungsbetrieb mit Feldstärken oberhalb der Sättigungsfeldstärke; die Widerstandsänderung hängt dann nur noch vom Winkel ab zwischen Feldrichtung und Sensor-Richtung. Dieser Effekt wird vielfach zur Winkelmessung genutzt. Neben den einfachen Versionen gibt es hier auch Sensoren mit zwei Brücken, die mit 45° Verdrehung ineinandergeschachtelt sind und so noch genauer arbeiten. Im Gegensatz zu einem Potentiometer arbeitet dieses Prinzip berührungslos und damit verschleißfrei. Eine weitere wichtige Anwendung sind Annäherungs- und Drehzahlsensoren, ferner Längenmeßsysteme: Hier gleitet der Sensor berührungslos längs einer periodisch magnetisierten Skala, dabei ist eine Interpolation der Position zwischen den einzelnen Magneten möglich.

Giant Magneto Resistance

Magnetplattenspeicher

Ein Magnetspeicher bei dem sich eine magnetisierbare Schicht auf der Ober- und Unterseite einer schnell rotierenden Platte befindet.

Verwendung als Analogspeicher für ein bis mehrere Fernsehbilder. Digitale Speicher für die Datenverarbeitung enthalten meist mehrere Platten in einem Plattenstapel; jede Platte enthält eine Anzahl von Magnetspuren, die durch radiale Bewegung der Magnetköpfe ausgewählt werden. Die Kapazität eines Plattenstapels beträgt für die übliche Winchester-Platte 330 MByte.

Hinsichtlich der Austauschbarkeit der Platten unterscheidet man Festplatten (hard discs) und Folienspeicher (soft discs). Die häufig benutzten Winchester-Platten sind staubdicht gekapselte Hard Discs mit relativ kurzer Zugriffszeit.

Magnetresonanztomographie

Die MRT hat sich als Goldstandard für die Quantifizierung der linksventrikulären Funktion etabliert. Mithilfe einer -Scopie“ v d n t „E s i n n r ö g l i c h , d e n g e s a m t e n
abzudecken und dadurch lückenlos abzubilden. Dabei kann mithilfe spezieller Sequenzen in Abhängigkeit von der Herzfrequenz eine zeitliche Auflösung von 30 - 50 ms erreicht werden.

Die angefertigten Kurzachsenschnitte werden analog den mittels Computertomographie akquirierten Kurzachsenschnitten ausgewertet, so dass auch hier die linksventrikulären Volumina, das Schlagvolumen, die Ejektionsfraktion und die Muskelmasse beurteilt werden können.

Die Magnetresonanztomographie eignet sich besonders aufgrund ihrer hohen zeitlichen und örtlichen Auflösung für die Quantifizierung der linksventrikulären Funktionsparameter. Darüber hinaus bietet diese

Methode durch die freie Wahl der Bildebenen eine weitgehende Unabhängigkeit von der Anatomie des Patienten.

Die MRT ist wie die CT nicht auf geometrische Annahmen zur Berechnung der verschiedenen Parameter der linksventrikulären Funktion angewiesen. Der Patient ist bei einer reinen Funktionsuntersuchung des Herzens in der MRT keiner Strahlenbelastung ausgesetzt, da eine Diskriminierung von Myokard und Ventrikelvolumen auch ohne Kontrastmittelgabe möglich ist. Aufgrund des starken Magnetfeldes ist jedoch nicht jeder Patient für eine MRT-Untersuchung geeignet: bestimmte metallische Implantate, Tätowierungen oder Klaustrophobie stellen relative Kontraindikationen für eine MRT-Untersuchung dar.

Die MRT eignet sich vor allem dazu, Weichteilgewebe, innere Organe wie beispielsweise Gehirn, Herz, Leber, Nieren, aber auch Knochenmark, Gelenke und Blutgefäße darzustellen.

Gegenüber der Computertomographie sind bei der Magnetresonanztomographie die längere Untersuchungsdauer der MRT von Nachteil.

Die funktionelle Magnetresonanztomographie (von griechisch tomós Schnitt, gráphein schreiben), abgekürzt fMRT oder fMRI (für functional magnetic resonance imaging), ist ein bildgebendes Verfahren mit hoher räumlicher Auflösung zur Darstellung von aktivierten Strukturen im Inneren des Körpers, insbesondere des Gehirns.

Die funktionelle Magnetresonanztomographie ist eine Weiterentwicklung der klassischen Magnetresonanztomographie, sie erweitert die MRT um einen funktionellen Anteil.

Durch fMRT-Aufnahmen ist es möglich, Stoffwechselforgänge, die aufgrund von Aktivität entstehen, sichtbar zu machen. Rückschlüsse auf den Ort einer Aktivität können dann in Form von Wahrscheinlichkeiten berechnet werden.

Aufnahme des Gehirns eines 24-jährigen Probanden

Eine fMRT-Untersuchung läuft in der Regel in drei Phasen ab:

1. Prescan - ein kurzer, gering auflösender Scan, hiermit kann die korrekte Lagerung des Patienten geprüft werden.
2. 3D-MRT-Scan - ein räumlich hoch auflösender Scan, um die Anatomie des zu untersuchenden Bereichs detailgetreu darstellen zu können.
3. der eigentliche fMRT-Scan - ein schneller Scan, der die stoffwechselbedingten Unterschiede (BOLD-Effekt) im untersuchten Gewebe registriert.

Bei einer Untersuchung des Gehirns zu Versuchszwecken kann dem Probanden im dritten Teilscan zum Beispiel ein wiederholter Reiz präsentiert werden. Häufig wird der Reiz mit einer Aufgabe für den Probanden verknüpft, etwa der Aufforderung, bei jedem gezeigten Objekt x eine Taste zu drücken. Den meisten Versuchen gemein ist die häufige Wiederholung der Aufgabe. So kann dann durch statistische Verfahren ein Vergleich aufgezeichneter Daten aus der Reizphase mit denen aus der Ruhephase stattfinden. Der hieraus berechnete Unterschied wird grafisch auf den zuvor durchgeführten MR-Scan in Form von farblichen Markierungen projiziert.

Vor allem die Neurologie und Neuropsychologie profitieren von den Möglichkeiten der fMRT. So konnten zum Beispiel durch Vergleichsstudien mit fMRT zwischen Menschen, die an psychischen Störungen, wie Depressionen, Angst- und Zwangsstörungen leiden, und gesunden Kontrollpersonen deutliche und z.T. chronifizierte Unterschiede im Hirnstoffwechselbildgebenden Verfahren (Magnetresonanztomographie, Computertomographie) keine Hinweise auf hirnanatomische Unterschiede erbracht hatten.

Die funktionelle Kernspintomographie (fMRT, fMRI) stellt eine Möglichkeit dar, funktionelle Zusammenhänge biologischer Strukturen (meist die Stoffwechselaktivität von Hirnarealen) darzustellen. Hierbei macht man sich die unterschiedlichen magnetischen Eigenschaften von oxygeniertem und desoxygeniertem Blut zu nutze (BOLD-Effekt). Bei der Aktivierung von Kortexarealen kommt es zu einer Steigerung des Stoffwechsels, wodurch das aktivierte Areal mit einer überproportionalen Erhöhung des Blutflusses reagiert. Dadurch erhöht sich die Konzentration von oxigeniertem relativ zu desoxigeniertem Hämoglobin, was zu einer Veränderung der effektiven Querrelaxationszeit und damit zu einer Signaländerung führt.

Aufnahmen zu zwei unterschiedlichen Zeitpunkten (Ruhezustand und stimulierter Zustand) können (wie auch z.B. bei der digitalen Subtraktionsangiographie) durch statistische Testverfahren miteinander verglichen und die Unterschiede (=stimulierte Areale) räumlich zugeordnet und dargestellt werden.

Im Vergleich zu den anderen etablierten nicht-invasiven neurophysiologischen Untersuchungsmethoden, etwa EEG/ERP, zeigt das fMRT zwar deutlich mächtigere Möglichkeiten in der räumlich-lokalisierenden Untersuchung, aber eine prinzipbedingt sehr viel niedrigere zeitliche Auflösung. Eine zusätzliche Unsicherheit ergibt sich aus dem indirekten Charakter der Methode - die neuronale Aktivität wird nicht direkt gemessen, sondern aus Änderungen von Blutfluss und -oxygenierung geschlossen.

Magnetresonanztomographie, kardiovaskuläre

Die kardiovaskuläre Magnetresonanztomographie (MRT) hat sich aufgrund ihrer raschen technischen und wissenschaftlichen Entwicklung zu einer eigenständigen diagnostischen Modalität in der Kardiologie entwickelt. Sie ist attraktiv insbesondere als nichtinvasive Technik, durch Verzicht auf Röntgenstrahlung und nephrotoxische Kontrastmittel sowie durch freie Wahl der Abbildungsebenen und exzellente feingeweblichen Differenzierung. Einsatzgebiete liegen in der anatomisch-morphologischen Darstellung bei kongenitalen Herzerkrankungen, Pathologien der großen thorakalen Gefäße, kardialen Raumforderungen und Perikarderkrankungen sowie bei der Bildgebung struktureller Myokarderkrankungen wie der arrhythmogen rechtsventrikulären Dysplasie und den Kardiomyopathien. Durch die Entwicklung leistungsfähiger Kernspintomographen, schneller, EKG-getriggter Sequenzen, die innerhalb eines Atemanhalts akquiriert werden können, sowie den Einsatz von MR-Kontrastmitteln ist es möglich, klinische Fragestellungen auch bei Patienten mit koronarer Herzerkrankung zu beantworten. Mittels steady-state free-precession Sequenzen ist die Analyse der globalen und regionalen Myokardfunktion sowie die Bestimmung der Myokardmasse und der ventrikulären Volumina innerhalb weniger Minuten mit hoher Genauigkeit möglich, so dass die MRT mittlerweile als Gold-Standard zu Bestimmung der angeführten Parameter angesehen wird. Zudem sind auch Untersuchungen der Myokardfunktion unter medikamentöser Belastung möglich; Studien zeigten eine hohe diagnostische Genauigkeit in der Erkennung von Myokardischämien. Die MRT bietet sich hierbei bei dem nicht unbeträchtlichen Anteil der Patienten an, die mittels Echokardiographie nur eingeschränkt beurteilbar sind. Nach intravenöser Gabe eines herkömmlichen MR-Kontrastmittels können Perfusionsuntersuchungen des linksventrikulären Myokards akquiriert werden. Dabei gibt die Analyse des first-pass des Kontrastmittels unter medikamentöser Belastung Auskunft über etwaige induzierbare Ischämien vergleichbar zu nuklearmedizinischen Untersuchungen. Mittels Analyse des late enhancement nach Kontrastmittelgabe können Infarktfolgen in ihrer Ausdehnung zuverlässig detektiert und quantifiziert und somit die myokardiale Vitalität bei Patienten mit linksventrikulärer Dysfunktion beurteilt werden. Bei Studien zeigte sich ein hoher prädiktiver Wert der late enhancement Methode zur Vorhersage der Erholung der Myokardfunktion nach Revaskularisation. Zudem zeigten sich Vorteile insbesondere gegenüber der Myokardszintigraphie in der Beurteilung von Infarktfolgen und der myokardialen Vitalität (Abb. 1). Die MRT ermöglicht auch die Darstellung der Koronararterien und damit die nichtinvasive Detektion von Koronarstenosen (Abb. 2).

Die MRT erlaubt die Darstellung von Plaques der Koronararterien und an größeren Gefäßen.

Neben der MRT-Bildgebung existieren noch die Methoden der Flussquantifizierung mittels Phasen-Kontrast-Technik sowie die MR-Spektroskopie. Mittels Phasen-Kontrast-Technik lassen sich Shunt-Volumina, Regurgitationsvolumina bei Klappeninsuffizienzen sowie maximale Flussgeschwindigkeiten über Klappen- und Gefäßstenosen bestimmen. Die Spektroskopie ermöglicht die Beurteilung des kardialen Energiestoffwechsels.

A Luminographische Darstellung der rechten Koronararterie mit Nachweis von zwei mittel- bis höhergradigen Stenosen in der MR-Angiographie sowie B in der konventionellen invasiven Koronarangiographie.

MRT Historie

Sir Joseph Larmor (1857-1942) entwickelte die Gleichung, dass die Kreisfrequenz der Präzession der Kernspins proportional zur Stärke des Magnetfeldes ist. [Larmor-Beziehung]

In den 1930er Jahren gelang es Isidor Isaac Rabi (Columbia University), einzelne Rotationszustände von Atomen und Molekülen nachzuweisen und zu messen sowie die mechanischen und magnetischen Momente der Kerne zu bestimmen.

Felix Bloch (Stanford University) und Edward Purcell (Harvard University) entwickelten Instrumente, mit denen die magnetische Resonanz in Schüttgütern wie Flüssigkeiten und Feststoffen gemessen werden konnte. (Beide wurden 1952 mit dem Nobelpreis für Physik ausgezeichnet.) [Die Geburtsstunde der NMR-Spektroskopie].

Anfang der 70er Jahre demonstrierte Raymond Damadian (State University of New York) mit seinem NMR-Gerät, dass es unterschiedliche T1-Relaxationszeiten zwischen normalem und abnormalem Gewebe desselben Typs sowie zwischen verschiedenen Arten von normalem Gewebe gibt.

1973 beschrieb Paul Lauterbur (State University of New York) ein neues bildgebendes Verfahren, das er Zeugmatographie nannte. Durch die Verwendung von Gradienten im Magnetfeld war diese Technik in der Lage, ein zweidimensionales Bild zu erzeugen (Rückprojektion). (Durch die Analyse der Eigenschaften der emittierten Radiowellen konnte ihr Ursprung bestimmt werden). Peter Mansfield entwickelte die Nutzung von Gradienten im Magnetfeld und die mathematische Analyse dieser Signale für eine nützlichere Bildgebungstechnik weiter. (Paul C. Lauterbur und Peter Mansfield wurden 2003 mit dem Nobelpreis für Medizin ausgezeichnet).

1975 führte Richard Ernst die 2D-NMR unter Verwendung der Phasen- und Frequenzkodierung und der Fourier-Transformation ein. Anstelle der Rückprojektion von Paul Lauterbur schaltete er die Magnetfeldgradienten zeitlich um ("NMR Fourier Zeugmatographie"). Diese Rekonstruktionsmethode ist die Grundlage der heutigen MRT-Techniken].

1977/78: Erste Bilder konnten präsentiert werden. Ein Querschnitt durch einen Finger von Peter Mansfield und Andrew A. Maudsley. Peter Mansfield konnte auch das erste Bild durch das Abdomen präsentieren.

1977 stellte Raymond Damadian (nach 7 Jahren) den ersten MR-Scanner fertig. 1978 gründete er die FONAR Corporation, die 1980 den ersten kommerziellen MRT-Scanner herstellte. Fonar ging 1981 an die Börse.

1981: Schering reichte einen Patentantrag für Gd-DTPA-Dimeglumin ein.

1982: Die erste 'Magnetisierungstransfer'-Bildgebung von Robert N. Muller.

1983 erhielt Toshiba vom japanischen Ministerium für Gesundheit und Wohlfahrt die Genehmigung für das erste kommerzielle MRT-System.

1984 erhält die FONAR Corporation die FDA-Zulassung für ihren ersten MRT-Scanner.

1986: Jürgen Hennig, A. Nauerth und Hartmut Friedburg (Universität Freiburg) führen die RARE-Bildgebung (Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement) ein. Axel Haase, Jens Frahm, Dieter Matt-

haei, Wolfgang Haenicke und Dietmar K. Merboldt (Max-Planck-Institut, Göttingen) entwickeln die FLASH-Sequenz (schnelle Aufnahme mit niedrigem Winkel).

1988: Das MAGNEVIST von Schering erhält seine erste Zulassung durch die FDA.

1991: fMRI wurde vom Center for Magnetic Resonance Research (CMRR) der Universität von Minnesota und dem MR-Zentrum des Massachusetts General Hospital (MGH) unabhängig voneinander entwickelt.

Von 1992 bis 1997 wurde Fonar für die Verletzung seiner Patente von "fast jedem seiner Konkurrenten in der MRT-Branche, einschließlich multinationaler Unternehmen wie Toshiba, Siemens, Shimadzu, Philips und GE" bezahlt.

Magnetron

Elektronenröhre zur Erzeugung sehr hochfrequenter elektromagnetischer Schwingungen (einige 1.000 MHz) bei hohen Spitzenleistungen (Megawattbereich).

Anwendung: Radartechnik, Betrieb von Linearbeschleunigern, Hochfrequenz-Wärmetherapie.

Magnetspeicher

Speicher, welche die Information in Form von Stärke oder Richtung der Magnetisierung eines Speichermediums aufbewahren.

Grundprinzip fast aller M. (mit Ausnahme der Kernspeicher und Blasenspeicher) ist die Bewegung einer auf einem geeigneten Träger (Platte, Folie, Band) befindlichen Magnetschicht vor einem Magnetkopf. Der Magnetkopf ist ein kleiner Elektromagnet mit Weicheisenkern, dessen Polschuhe sich an der Magnetschicht bis auf wenige μm nahekomen. In dieser schmalen Zone wird die Schicht bei Aufzeichnung magnetisiert.

Bei der Wiedergabe der aufgezeichneten Information werden im Magnetkopf wiederum Stromschwankungen im Takt der Magnetisierung der Schicht induziert, die verstärkt werden.

M. werden als Analogspeicher (z.B. Ton- und Fernsehaufzeichnung) und als digitale Speicher für die Datenverarbeitung genutzt.

Nach dem Träger der Magnetschicht unterscheidet man Kernspeicher, Magnetbandspeicher, Magnetplattenspeicher, Folienspeicher und Magnettrommelspeicher.

Kenngrößen von Magnetspeichern
(Halbleiterspeicher zum Vergleich mit aufgeführt)

⇒ Plattenspeicher, opt

Magnetsysteme

Systeme zur Erzeugung von Magnetfeldern

1. Resistive Luftspulen (stromdurchflossene Spulensysteme aus stromleitenden Metallen)

2. Eisenabgeschirmte resistive Magnete (M. mit einem dem Spulensystem anliegenden Eisenmantel, der das im Außenraum erzeugte Magnetfeld = Streufeld klein hält)
3. Supraleitende Magnete (durch Einsatz kühlender = kryogener Stoffe wie flüssiges Helium, flüssiger Stickstoff, in Nähe des Null-Punktes abgekühlte Spulensysteme)
4. Permanentmagnete (räumlich u. gewichtsmäßig sehr anspruchsvolle M., die - im Gegensatz zu resistiven Systemen - keine aufwendige Kühltechnik, jedoch eine weitgehend exakte konstante Arbeitstemperatur erfordern; sind nicht im Notfall schnell abschaltbar, enthalten große Mengen hartmagnetischer Werkstoffe).

Magnettrommelspeicher

Heute nicht mehr eingesetzter Typ eines Magnetspeichers, bei dem sich die magnetisierbare Schicht auf einer umlaufenden Trommel befindet und durch mehrere meist ortsfeste Magnetköpfe abgetastet wird.

Makro

Eine Art einfache Programmieretechnik, mit der Programmabläufe, die häufig vorkommen, unter einem Namen zusammengefaßt werden.

Zum Starten eines Programmablauf genügt es, den jeweiligen Namen zu verwenden.

Makromoleküle

Hochpolymer, E: macromolecule

Moleküle, an deren Aufbau mehr als etwa 1.000 Atome beteiligt sind. In diese Gruppe gehören z.B. zahlreiche Naturstoffe, wie Polysaccharide, Kautschuk, Eiweiße und Nukleinsäuren.

Die Molekulargewichte erreichen Werte bis zu mehreren Millionen.

Größe (im Kolloidbereich) u. Form (linear, verzweigt, vernetzt) bestimmen die Löslichkeit u. Viskosität.

Malignität

E: malignancy

Bösartigkeit; die Neigung eines Krankheitsprozesses, fortzuschreiten, zerstörend zu wirken u. zum Tode zu führen. Histologisch-zytologische Charakteristika der M. von Tumoren (»Malignomen«)

Malum

latein. Krankheit (= Morbus), Leiden, E: disease

Mamma-Arteriographie

Röntgendarstellung der Gefäßversorgung der Mamma zur Differenzierung von gutartigen und bösartigen Tumoren und zum Nachweis von Mammalymphknotenmetastasen.

Technik:

Nach transfemorale Einführung eines vorgeformten Gefäßkatheters mittels Seldinger-Technik in die A. subclavia bis in die Gegend des Schultergelenkspaltes und Injektion von etwa 25 ml eines wäßrigen trijodierten Kontrastmittels kommt es zu einer globalen Darstellung der die Mamma versorgenden Arterien, einschl. der A. thorac. int., aber nicht der Äste der Aa. intercostales. Relativ selten angewendet.

Mamma-Lymphographie

direkte:

Selten angewendete Röntgendarstellung der ersten regionären Achsellymphknoten sowie der pectoralen, interpektoralen und subscapularen Lymphknotenstationen.

Nach Markierung der Lymphgefäße in der Haut der Mamma Freilegung und Injektion von Lipiodolultrafluid. Anfertigung von Füllungs- und Speicheraufnahmen der Thorax- und Axillarregion in sagittaler und Schrägprojektion.

Die Methode dient dem Nachweis von Lymphknotenmetastasen bzw. von metastatischen Blockierungen.

Mammasonographie

Ultraschalluntersuchung der Brustdrüse mit Hilfe des B-Bild-Verfahrens v.a. zur Diagnostik von Mammatumoren; dabei ist eine gute Differenzierung zwischen soliden u. zystischen Veränderungen möglich.

Im Unterschied zur Mammographie lassen sich Mikroverkalkungen nicht darstellen; wichtige Ergänzung zur Mammographie, da sich mit diesem Verfahren z.B. bindegewebsdichte Bezirke, entzündliche Veränderungen u. Abszedierungen besonders gut erfassen lassen.

Indikation

Ergänzung zur Mammographie mit dem Ziel der Unterscheidung zwischen zystischen und soliden Strukturen sowie zur Darstellung der Tumorausbreitungsformen.

Technik:

Ultraschallabtastung der Brust in Rückenlage, bei Ankopplung mit Hilfe eines Wasserbades in Bauchlage der Patientin. Üblich sind Spezialgeräte mit rotierenden Schallköpfen im Wassertank, mit Bogenscannern bei Ankopplung mittels eines Wassersackes und in Spezialapplikatoren (Wassertank) integrierte Schallköpfe mit Sektor- oder Parallelabtastung.

Es werden auch Untersuchungsgeräte mit handgeführtem Schallkopf (dynamischer und statischer Bildaufbau) verwendet.

Spezielle technische Parameter der Geräte: Frequenz 5–10 MHz, Tiefenbereich mit hoher Auflösung 0,5–5 cm, Darstellung einer Schnittfläche von mindestens 5x5 cm.

⇒ Ultraschalldiagnostik

Mammatubus

Spezieller Kompressionstubus zur Mammographie, dessen körpernahe Seite von runder, ovaler oder nierenähnlicher Form ist.

Der M. dient als Einstellhilfe, zur Herabsetzung der Streustrahlung und außerdem zur Homogenisierung der Organdicke durch Kompression der Mamma.

Mammogramm

Das bei der Mammographie aufgenommene Bild (Mammographie-Aufnahme)

Auf dem Mammogramm sieht das fibroglanduläre Gewebe weiß aus.

Dichteumfang, beginnend mit einer meist fettigen Brust auf der linken Seite bis zu einer sehr dichten Brust auf der rechten Seite.

Mammographie

Senographie, E: mammography; Röntgendarstellung der weiblichen Brust.

Die (Röntgen-)Mammographie ist das Fachgebiet der radiologischen Untersuchung der Brust zur Früherkennung von Brustkrebs und anderen Veränderungen im Gewebe. Der Brustkrebs, medizinisch als Mammakarzinom bezeichnet, ist die weltweit häufigste Krebserkrankung bei Frauen und in der westlichen Welt die Krebserkrankungen mit der höchsten Mortalität bei Frauen. Jährlich werden in Deutschland etwa 57 000 Neuerkrankungen diagnostiziert, was einer Inzidenz von 135,1 pro Jahr und 100.000 Frauen entspricht. 18 000 Frauen sterben jährlich an den Folgen von Brustkrebs, womit sich eine rohe Mortalität von 42,6 pro Jahr und 100.000 Frauen ergibt. Wichtigstes Werkzeug im Kampf gegen Brustkrebs ist die Früherkennung, denn bei frühzeitiger Erkennung der Erkrankung betragen die Heilungschancen nahezu 100%. Sofern zum Zeitpunkt der Diagnose weder Lymphknoten befallen noch Metastasen vorhanden sind, profitieren die Patientinnen zudem von weniger belastenden und brusterhaltenden Therapie-Möglichkeiten. Um eine möglichst flächendeckende Früherkennung zu gewährleisten, wurden in Luxemburg im Jahr 2001 und in Deutschland im Jahr 2005 Screening-Programme gestartet. Diese werden entsprechend den europäischen Leitlinien der EUREF, sowie den Leitlinien für technische Prüfungen, beschrieben im EPQC, durchgeführt.

Ziel der Programme ist es zum einen, einen möglichst großen Teil der Risikogruppe, also Frauen im Alter zwischen 50 und 69 Jahren zu untersuchen. Zum anderen soll die Qualität der Untersuchung mög-

lichst hoch sein. Es soll vermieden werden, dass Patientinnen immer noch untersucht werden. Dies wird in Einrichtungen durchgeführt, welche mammographische Untersuchungen anbieten, aber nicht dem Screening-Programm angehören und somit nicht dieselben und hohen Qualitätsanforderungen wie Zweitbefundungen nachweisen müssen.

Die Anforderungen an die bildgebenden Modalitäten in der Mammographie sind besonders hoch. Die weibliche Brust besteht vorwiegend aus Drüsen-, Fett- und Bindegewebe und bedingt damit bei radiologischer Durchstrahlung keine starken Kontraste wie etwa Knochen gegenüber Weichteilen. Veränderungen im Brustgewebe, Läsionen genannt, welche Hinweise auf Erkrankungen wie Karzinome sein können, heben sich kaum vom Umfeld ab. Verdichtungen des Gewebes können zwar großflächig sein, haben aber im Röntgenbild ähnliche Grauwerte wie gesundes Gewebe.

Mikrokalzifikationen haben zwar stärkere Kontraste, liegen aber in einer Größenordnung von 0,1 mm und erfordern ein hohes Auflösungsvermögen von mindestens 5 Linienpaaren pro Millimeter. Aus diesen Gründen ist eine besonders hohe Qualität der bildgebenden Modalitäten und damit der resultierenden Aufnahmen nötig.

Für die Früherkennung von Mammakarzinomen ist nach dem heutigen Erkenntnisstand die Mammographie jeder anderen Untersuchungsmethode überlegen.

In der Regel werden zwei Aufnahmen gemacht, eine von oben, eine seitlich schräg von oben. Zur Verbesserung der Bildschärfe muss die Brust zwischen Plexiglasscheiben zusammengedrückt werden. Dies ist zwar unangenehm, verringert aber auch die Strahlendosis.

Schmerzen sollten aber nicht auftreten! Achten Sie selbst darauf, dass eine von Ihnen getastete Auffälligkeit auch wirklich zwischen den Plexiglasscheiben ist und mit abgebildet wird. Bei einer Aufnahme senkrecht von oben kann nicht immer die ganze Brust abgebildet werden.

Bei der **Galaktographie** wird zusätzlich das Milchgangsystem der Brustdrüse mit Kontrastmittel sichtbar gemacht. Gebräuchliche Verfahren der M. sind:

- die Weichstrahltechnik
- die Xeroradiographie

die Isodenstechnik, Fluidographie

Mammographie seitlich

Weichstrahltechnik

Bei dieser erreicht man gute Bildkontraste bei vertretbarer Strahlenbelastung durch Einsatz von Röntgenröhren mit Berylliumfenster und Molybdänanode mit 0,6x0,6 mm² Brennfleck und einem Filter von 0,03 mm Molybdän. (Neben dem Anodenmaterial Molybdän wird in der Mammographie auch Rhodium als Anodenmaterial verwendet.)

Aufnahmespannungen: 25–35 kV

Fokus-Haut-Abstand von 50–60 cm

z.T. Streustrahlenraster.

Als Filmmaterial dient feinkörniger Film mit steiler Gradation (Materialprüfungsfilm, Mammographie-Spezialfilme), früher überwiegend zur Belichtung ohne Verstärkerfolien.

Außerdem werden zur Reduzierung der Strahlenbelastung einseitig beschichtete Filme mit einer einzelnen Verstärkerfolie eingesetzt. Die Mamma wird mit Spezialtubussen komprimiert, die Belichtung erfolgt durch einen Belichtungsautomaten.

Für die Auswertung werden wegen der hohen mittleren Schwärzung Betrachtungskästen mit großer Leuchtdichte benötigt. Zum Nachweis des Mikroalks erfordert die Bildbetrachtung Lupen mit zweifacher Vergrößerung.

Der Einsatz eines Mammographiegerätes unter Verwendung von Spezialkassetten mit einfacher Bedienung für Aufnahmen im vertikalen und horizontalen Strahlengang und sicherem Strahlenschutz für das

Bedienungspersonal ermöglicht optimale Bildqualität und eine hohe Untersuchungsfrequenz. Mit einem Markierungstabus sind Aufnahmen für eine gezielte Punktion möglich.

Die M. ist mit einer relativ hohen Organdosis verbunden.

Dadurch ist ihre Eignung für Reihenuntersuchungen umstritten. Die M. dient der Auffindung und Differenzierung gutartiger und bösartiger Erkrankungen der Mamma, insbesondere auch von klinisch okkulten Mammatumoren. Neben dem Nutzen der M. durch Früherkennung des Brustkrebses ist auch die möglicherweise mit der M. verbundene Induktion von Brustkrebs diskutiert worden.

Dabei sind Risikofaktoren zwischen 0,3 und 80 Fälle /10⁶ Personen (ICRP: 25) je Rad Organdosis zugrunde gelegt worden.

Aufnahme der rechten Brust von oben. Innen (in Abb. links) ein röntgendichter Herd (weiß, mit schwarzer Markierung) mit folgenden Merkmalen:

- röntgendichter gegenüber Umgebung (weiß)
- unscharf, mit strahligen Ausläufern sternförmig in die Umgebung
- Kernschatten, dichtes Zentrum (weiß)
- übrige Brust: fett-transparent (= gut durchsichtig)

Mammographische Diagnose: Karzinom (durch Feinnadelpunktion bestätigt).

Die Operation ist auf der Basis einer (durch Tripel-Diagnostik) gesichertern Diagnose planbar, eine weitere Biopsie, mit Schnellschnitt während der Operation, ist nicht nötig.

Entdeckungsmöglichkeit von bösartigen Tumoren

Bei dichter Brust 1) (unter 50 Jahren) nur eingeschränkt. Mit zunehmendem Alter wegen der normalen Fettzunahme in der Brust immer besser. Gut als Suchmethode. Bei zusätzlicher Beurteilung (Zweitsicht) noch besser.

Mäßig Sicherheit der Diagnose. Viele "falsch bösartige" Befunde.

Geringes Risiko durch Röntgenstrahlen, aber bei jungen Frauen wegen der stärkeren Strahlenempfindlichkeit des jungen Gewebes wahrscheinlich größer.

Belastung durch Zusammendrücken (Kompression) der Brust unangenehm bis schmerzhaft.

Als Suchmethode für Herdbefunde und zum Auffindung und Abklärung von Kalk in der Brust (Mammographie-Screening). Bei allen tastbaren Auffälligkeiten, Schmerzen, Sekretion o.a. Für Untersuchungen vor dem 30. Lj. gibt es praktisch keine Gründe, die Brust ist meist strahlendicht. (statt dessen Sonographie). Wiederholungsuntersuchungen in weniger als 6 Monaten bringen wenig.

Wichtigstes bildgebendes Verfahren mit Übersichtsbildern der ganzen Brust, insbesondere als Suchmethode (Screening). Nach der ärztlichen Untersuchung bei tastbaren Veränderungen erster Diagnostikschritt für Frauen ab 40 J., dem weitere folgen müssen (Sonographie, Biopsie). Evtl. auch erst Sonographie, insbesondere bei Frauen unter 40 J.

Untersuchung möglichst kurz nach der Periode.

Sonographie und Mammographie gehören eigentlich zusammen. Insbesondere bei Frauen unter 50 Jahren sollten beide Untersuchungen in einer Hand kombiniert werden (dies ist jedoch zwischen Gynäkologen und Radiologen strittig).

Der Röntgenbefund muss eine Beurteilung mit einer klar definierten Diagnose enthalten, zumindest als Verdacht. Ist dies nicht der Fall spricht das gegen das Institut.

Durch die gekrümmte Brustwand lassen sich nicht alle Teile der Brust abbilden. Dadurch wird zum Beispiel bei der Aufnahme von oben ein am äußeren Brustrand sitzender Tumor nicht abgebildet (im Bild grau).

Die Frau soll die Röntgenassistentin oder den Arzt ggf. darauf hinweisen, wo Sie Auffälligkeiten festgestellt hat, damit die Aufnahme etwas in diese Richtung gedreht werden kann (im Bild grün).

Xeroradiographie:

Sie gilt wegen des großen dargestellten Objektumfanges, der scharfen Abbildung und wegen der geringen Strahlenbelastung bei Verwendung einer Wolframdrehanode bei Spannungen von 45 kV als vorteilhaft. Sie konnte sich jedoch in der M. nicht allgemein durchsetzen.

Mandibula

E: mandible; lower jaw

Der Unterkiefer; ein beweglicher Gesichtsschädelknochen, bestehend

- 1) aus dem horizontalen »Körper« (Corpus mandibulae; mit Canalis mandibulae für Gefäße u. Nerven; mit Kinnvorsprung = Protuberantia vorn median am Unterrand [Gnathion] u. mit dem die Zahnfächer tragenden Alveolarteil = Pars alveolaris) u.
- 2) aus dem am Kieferwinkel = Angulus mandibulae aufsteigenden »Ast« (= Ramus mandibulae; mit Kronenfortsatz = Processus coronoideus als Muskelansatz u. mit Gelenkfortsatz = Processus condylaris [samt Köpfchen]).

Mandibula von links vorn

Mandrin

E: mandrel; mandril; (französ.) »Fülldraht« von Kanülen (als Schutz gegen Verschmutzung, Verstopfung) bzw. Führungsstab u. Spanninstrument für weiche Sonden, Katheter u. Trachealtuben.

Mangan

E: manganese

Chem. Zeichen	Mn			
Ordnungszahl	25			
Atomgewicht	54,938			
Massenzahl	55			
Radioisotope		T _{1/2}	Energie [MeV]	Γ _H
	52	5,6 d	β = 0,58 γ = 1,46	500
	54	313 d	β = K γ = 0,84	130
	56	2,6 h	β = 2,81 γ = 0,84	230
Dichte	7,21			

Schmelzpunkt	1.244 °C
Siedepunkt	1.962 °C
Elektronegativität	1,55 [Oxidationsstufe II]
Häufigstes Isotop	100 %
1. Ionisierungsenergie	724 kJ/mol bei 25 °C
Ionenradius (Oxidationszahl)	46 pm (+VII)
Atomradius	137 pm
Elektr. Leitfähigkeit	20 MS/s bei 0 °C
Elektronenkonfiguration	2-8-13-2
Periodensystem	VII. Nebengruppe

Das silberweiße, sehr spröde, unedle, nach Eisen zweithäufigste Schwermetall ist in seinen Verbindungen zwei- bis siebenwertig; es kommt in den oxid. Erzen (Braunsteine) Braunit, Manganit, Hausmannit sowie im Manganspat und in den Erzen des Eisens vor; u.a. als Bestandteil von Legierungen verwendet. Essentielles Spurenelement (z.B. in Enzymen), dessen Tagesbedarf (ca. 2-3 mg) durch Nahrung gedeckt.

Von den 3 radioaktiven Isotopen (γ -Strahler) werden ^{52}Mn (HWZ 5,76 d) u. ^{54}Mn (HWZ 297 d) nuklearmedizinisch genutzt.

Seine Salze sind z.T. technische Chemikalien (z.B. Manganum dioxidatum = $\text{Mn}[\text{IV}]$ -oxid = Braunstein), z.T. Therapeutika (früher in Antianämika, Kaliumpermanganat wird als Desinfektionsmittel u. Antidot angewandt).

Nachweis z.B. durch Neutronenaktivierungsanalyse (Atomabsorptions-Spektrometrie).

Manifestationszeit

Latenzzeit

Zeit, die zwischen einer Bestrahlung und dem Auftreten der durch die Bestrahlung ausgelösten Symptome verstreicht. In diesem Zeitintervall läuft die Entwicklung über physikalische, chemische, biochemische Veränderungen zu Änderungen der Zellfunktion und -struktur.

Solche M. können je nach Bestrahlungsart und Objekt zwischen Stunden und Jahrzehnten (Strahlenkrebs) liegen. Obwohl die Bestrahlungsfolgen erst nach einer für den jeweiligen Effekt charakteristischen Zeit manifest und für uns nachweisbar werden, ist es z.B. für Ratten nachgewiesen, daß sie eine Röntgenbestrahlung unter 100 rd (1Gy) sofort bemerken und auch darauf reagieren.

Unter Latenzzeit wird heute vielfach nicht mehr die M. verstanden, sondern die Zeitabschnitte innerhalb der M., in denen die Weiterentwicklung des Schadens anscheinend ruht.

Manipulator

Vorrichtung zur strahlengeschützten Handhabung radioaktiver Präparate hinter Abschirmwänden.

Durch Betätigung eines speziellen Griffstückes auf der Bedienseite vor der Abschirmung können mit finger- und zangenartigen Werkzeugen auf der Arbeitsseite hinter der Abschirmung Bewegungen und Manipulationen ausgeführt werden, die fast den Fähigkeiten der Finger und Hände entsprechen.

Mann-rem

Produkt aus durchschnittlicher Äquivalentdosis je Person und Anzahl der Personen in einer Population.

Manometer

E: manometer

Instrument zur Druckmessung in Gasen oder Flüssigkeiten (»Manometrie«).

- 1) Flüssigkeits-M. (ein mit Quecksilber, Wasser oder Alkohol gefülltes U- oder Schrägrohr)
- 2) Feder- bzw. Membran-M. (überträgt mechanisch druckabhängige Formänderungen auf Zeiger)
- 3) Elektro-M. (Formänderungen werden auf ein Galvanometer oder Drehspulinstrument übertragen)

Mantelbestrahlung

Mantelfeld

Partielle oder totale Bestrahlung des Lymphsystems oberhalb des Zwerchfells bei Systemerkrankungen (z.B. Lymphogranulomatose).

Dabei werden entweder einzelne Stehfelder aneinandergesetzt oder mit einem großen Feld bestrahlt, wobei alle zu schonenden Organe (z.B. Lunge) innerhalb des Bestrahlungsgebietes durch individuelle oder standardisierte Abschirmblöcke (⇒ Satellitenblende) ausgeblendet werden.

Unterhalb des Zwerchfells wird diese Technik als "Y-Bestrahlung" bezeichnet.

MARCONI MEDICAL SYSTEMS, INC

MARCONI MEDICAL SYSTEMS, ein Geschäftsbereich von Philips Medical Systems, ging 1999 aus Picker International, Inc. hervor, damals ein Hersteller von medizinischen Diagnosesystemen. Picker International begann in New York City, als der Apotheker James Picker 1909 erstmals Kodak-Röntgenplatten und Zubehör an örtliche Krankenhäuser lieferte. Picker gründete 1915 die James Picker Co., um den Verkauf und Service von Röntgengeräten und -zubehör anzubieten. Im Jahr 1921 gründete Picker die Firma als Picker X-Ray Corp. Nach dem Erwerb einer New Yorker Röntgenfabrik im Jahr 1929 errichtete Picker 1930 ein zweites Werk in Cleveland. Das an der E. 30th St. und Superior Ave. gelegene Werk entwickelte und produzierte eine Vielzahl neuer Röntgengeräte. 1936 zog der Betrieb in größere Räumlichkeiten in der 17325 Euclid Ave. um, wo die Picker X-Ray Corp.-Waite Manufacturing Division Inc. organisiert wurde. Während des Zweiten Weltkriegs war Picker das einzige Unternehmen, das vollständig mobile Feld-Röntgengeräte für die alliierten Streitkräfte herstellte.

1946 wurde die New Yorker Fertigung von Picker nach Cleveland verlegt, und in den 1950er Jahren wurde hier die Picker Instruments Division organisiert. Das Unternehmen erzielte einen Umsatz von 41,5 Millionen US-Dollar und beschäftigte 1958, als die Familie Picker das Unternehmen an die CIT Financial Corp. verkaufte, 700 Mitarbeiter. Im folgenden Jahr wurde ein neues Forschungszentrum in 1020 London Rd. eröffnet, und die Abteilung für Nuklearmedizin wurde eingerichtet. Im Jahr 1967 verkürzte das Unternehmen seinen Namen auf Picker Corp., um seinen vielfältigen Aktivitäten Rechnung zu tragen. Im selben Jahr zog die Fertigungsabteilung von Picker in eine neue Einrichtung in 595 Miner Rd. in HIGHLAND HTS. um, und 1970 folgte die Verlegung des Welthauptsitzes von White Plains N.Y. nach Highland Hts.

Das Geschäft ging in den 1970er Jahren zurück, was CIT Financial 1980 dazu veranlasste, Picker an die RCA Corp. zu verkaufen. Diesem Verkauf folgte 1981 ein weiterer an die General Electric Co. in England. GEC kombinierte Picker mit mehreren seiner Subventionen in verwandten Branchen, um 1984 Picker International, Inc. zu gründen. Picker wurde in den 1970er Jahren zu einem führenden Hersteller von Ultraschall-Scangeräten, gab aber 1986 die Fertigung von Ultraschallgeräten auf, als das Unternehmen den ersten Magnetresonanz-Imager (MRI) produzierte. 1994 war Picker mit Innovationen wie Magnetresonanztomographie und CT (Computertomographie) weltweit führend in der diagnostischen Bildgebung. Zu dieser Zeit beschäftigte das Unternehmen etwa 1.600 Mitarbeiter im Nordosten von Ohio und hatte weltweit 4.700 Mitarbeiter. Der Umsatz im Finanzjahr 1994 betrug 1,01 Milliarden Dollar. 1998 erreichte der Jahresumsatz des Unternehmens 1,241 Milliarden US-Dollar, und Picker International beschäftigte weltweit 4.300 Mitarbeiter, davon 1.600 im Nordosten von Ohio. 1999 änderte das Unternehmen seinen Namen in Marconi Medical Systems, da die englische General Electric Co. versuchte, sich unter dem Namen Marconi umzubenennen, um sich von der in den Vereinigten Staaten ansässigen General Electric Co. zu unterscheiden. Marconi Medical Systems behielt drei Geschäftsbereiche bei: Picker Medical Imaging, Picker Information Management und Picker Health Care Products. 2001 erwarb Royal Philips Electronics aus den Niederlanden Marconi Medical Systems für 1,1 Milliarden US-Dollar in bar. Die Übernahme fügte Marconi's CT- und MRI-Geschäfte zu Philip's bestehenden Aktivitäten im Bereich medizinische Systeme hinzu und machte Philips Medical zu einem Unternehmen mit einem Jahresumsatz von 7 Milliarden US-Dollar und über 200.000 Mitarbeitern weltweit. Mit der Fusion reduzierte Marconi Medical Systems fast ein Viertel der bestehenden Belegschaft. 2005 befand sich der Welthauptsitz von Marconi Medical Systems in 595 Miner Rd. in Cleveland.

1915 Gründung der James Picker Company in New York City, die Vertrieb und Service von Röntgengeräten, Filmen und Zubehör anbietet.

1946 Die Dunlee Corporation wurde in Chicago von Dunmore Dunk und Zed gegründet. J. Atlee gegründet, um die Nachfrage nach hochwertigen Röntgenröhren und Spezialröhren zu befriedigen.

1967 Der Name wurde von Picker X-ray in Picker Corporation geändert. Picker erwarb Dunlee.

1981 Picker wird an General Electric Co. Ltd. in England (GEC) verkauft. Picker fusioniert mit Cambridge Instruments, GEC Medical und American Optical zu Picker International.

1986 Picker produziert den ersten 1,0T-MR-Imager der Branche.

- 1998 Picker International erwirbt die Computertomographie-Abteilung von Elscint Ltd.
- 1999 Auf der RSNA enthüllt Picker International den neuen Namen und die Unternehmensvision von Marconi Medical Systems.
- 2000 Marconi führt die Infinite-Detektortechnologie für den Mx8000-Multischicht-CT-Scanner ein, der 16 simultane Schichten erfasst.
- 2001 Royal Philips Electronics und Marconi plc gaben bekannt, dass Philips der Übernahme von Marconi Medical Systems für 1,1 Milliarden Dollar zugestimmt hat.

Margo

latein. Rand, Kante, E: border; edge; margin

Markierung

Kenntlichmachung einer Substanz durch Beigabe (z.B. chemische Bindung) gut nachweisbarer, meist radioaktiver, aber auch stabiler Isotope.

Markierte Substanzen sind im Verlauf chemischer, biologischer oder technologischer Prozesse gut zu verfolgen. Die Markierungssubstanz muß gleiches chemisches Verhalten wie die zu markierende Substanz zeigen, daher meist Kopplung eines inaktiven Elementes mit einem seiner radioaktiven oder stabilen Isotope.

M. erfolgt über Lösung, Vermischung, Schmelzen, Ionenaustausch, galvanische Abscheidung oder Aktivierung im Reaktor.

⇒ Austauschm., Fremdm., Nuklearpharmaka.

Marshsche Probe

n a c h d e m b r i t . C h e m i k e r J a m e s M a r s h , * 1 7 9 4 , † 1 8 4

gerichtsmedizin. wichtiges Verfahren zum Arsennachweis:

Die arsenhaltige Probe wird mit atomarem Wasserstoff zu Arsenwasserstoff reduziert und erhitzt, wobei sich reines Arsen als metall. glänzender Arsenspiegel absetzt.

Marx-Generator

Erwin Otto Marx entwickelte 1923 einen mehrstufigen Stoßspannungsgenerator, welcher anschließend nach ihm benannt wurde.

Er dient zur Erzeugung von Spannungsimpulsen sehr kurzer Zeitdauer und hoher Amplitude und bietet eine der besten Möglichkeiten Blitz- und Stoßspannungen zu generieren.

In der Elektrotechnik kann es durch verschiedene Umstände zu Stoßspannungen kommen. Unter einer Stoßspannung versteht man eine nur sehr kurz anstehende Hochspannung, wie sie in Netzen der elektrischen Energieversorgung entweder durch äußere atmosphärische Einflüsse (äußere Überspannung, Blitzstoßspannung) oder durch Schaltvorgänge (innere Überspannung, Schaltstoßspannung) gelegentlich auftritt. Dadurch entstehen Über- oder Durchschläge, welche einen kurzzeitigen Systemausfall oder sogar eine Zerstörung von Komponenten zur Folge haben können. Zur Vermeidung solcher Auswirkungen werden Stoßspannungen simuliert, um Anlagen oder Bauteile auf ihre Hochspannungsfestigkeit zu testen.

Einstufiger Stoßspannungsgenerator

Der einfachste Aufbau zur Erzeugung einer Stoßspannung, ist ein einstufiger Stoßspannungsgenerator. Dabei gibt es zwei unterschiedliche Schaltungsarten:

Stoßspannungsgeneratorschaltung Typ A

Stoßspannungsgeneratorschaltung Typ A

Die Stoßkapazität C_S wird in beiden Schaltungen über den Ladewiderstand R_L auf die anliegende Gleichspannung U_0 aufgeladen. Durch Zünden der Schaltfunkenstrecke FS entlädt sich die Stoßkapazität entweder über die Reihenschaltung aus Dämpfungswiderstand R_D und Entladewiderstand R_E wie in

Abbildung 1 zu sehen ist, oder nur über R, wie in Abbildung 2. dargestellt. Gleichzeitig wird die Belastungskapazität C_B , sowohl in Abbildung 1 als auch in Abbildung 2, über den Dämpfungswiderstand R_D geladen. Am Ausgang U_2 kann der Prüfling angeschlossen werden, der ebenfalls, bei Vorhandensein einer Eigenkapazität, über R_D aufgeladen wird.

Die beiden Schaltungstypen unterscheiden sich demnach nur durch eine unterschiedliche Verschaltung der Widerstände R_E und R_D .

Die Erweiterung des Stoßspannungsgenerators ist der Marx-Generator. Er basiert auf dem Stoßspannungsgenerator Typ A. Die Stoßspannung des Stoßspannungsgenerators ist auf die Größe seiner Quellspannung begrenzt. Der Marx-Generator hingegen ermöglicht es, die Quellspannung zu vervielfachen.

Er funktioniert über so genannte Stufen, wobei eine Stufe aus jeweils:

- einem Ladewiderstand R_L
- einem Endladewiderstand R_E
- einem Dämpfungswiderstand R_D
- einer Stoßkapazität C_S
- einer Funkenstrecke F_S

Die aufgeladene Kapazität entlädt sich schlagartig über die Kombination aus den Widerständen R_D und R_E sowie der Belastungskapazität C_B , an der die gewünschte Stoßspannung anliegt. Die Widerstände R_D und R_E haben die Aufgabe, das resultierende Spannungssignal zu formen.

Werden mehrere auf die Versorgungsspannung U_i aufgeladene Kapazitäten so verschaltet, dass sie sich seriell auf einen Prüfling entladen, addieren sich die Stufenspannungen zu einer Vervielfachungsspannung. Idealerweise addieren sich die Einzelspannungen bei n Stufen zu einer resultierenden Spannung, die betragsmäßig den n -fachen Wert der Einzelspannung hat.

Für die Verstärkung gilt: $U_0 = n \cdot U$

Durch diesen Vorgang ist es möglich, große Spannungen und Ströme für einen kurzen Zeitraum zu generieren, ohne das Stromnetz zu belasten.

Mit diesen simulierten Spannungen lassen sich nun Bauteile, Geräte oder Schutzeinrichtungen testen.

Die Dimensionierung der zu verwendenden Bauteile im Marx-Generator ist von vielen Faktoren abhängig. Als erstes gilt es, die Stoßspannungsform zu definieren.

Für Prüfungen in einem Labor oder Prüffeld werden aperiodische Spannungsverläufe vorgeschrieben. Dies ist durch die IEC 60060-1 festgelegt.

Bei Prüfungen außerhalb von Laboreinrichtungen, so genannten Vor-Ort-Prüfungen, können die idealisierten Spannungsformen oft nicht eingehalten werden. Es werden deshalb auch stark schwingende Impulsspannungen eingesetzt, die im Entwurf der neuen IEC 60060-3 durch ihre Einhüllende mit erheblich erweiterten Zeitparametern definiert werden sollen.

Mit Blitzstoßspannungen werden reale Blitzstromverläufe simuliert. Die Überspannung wird durch den Scheitelwert \hat{U} , die Stirnzeit T_S und die Rückenhalbwertszeit T_r definiert. Für die genormte Blitzstoßspannung „152/50ne“ Stirnzeit von 1,2 μs (zulässige Abweichung $\pm 20\%$) festgelegt Als C_B wird die Parallelschaltung aus Prüflingskapazität und Spannungsteilerkapazität angesehen.

Maschinenfestigkeit

Bezeichnung für die Eignung eines photographischen Aufnahmematerials zur Verarbeitung in Entwicklungsmaschinen.

Grundlage für diese Eignung sind besondere physikalisch-mechanische Eigenschaften, wie z.B. geringe Quellung in den Verarbeitungsbädern bei unverändert hohen Diffusionsgeschwindigkeiten der Photochemikalien und schnelle Wasserabgabe beim Trockenprozeß.

Maschinensprache

Maschineninterne Codierung von Befehlen in Dezimal- oder Binärziffern, Binärcode.

Ein in M. verfaßtes Programm muß nicht durch einen Compiler übersetzt oder Assembler umgewandelt werden. Programme werden kaum in M. geschrieben, sondern in verständlicheren Programmiersprachen.

Maser

Mikrowellenverstärker, Molekularverstärker, Quantenverstärker

Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation = Mikrowellenverstärkung durch stimulierte Strahlungsemission

Ein Verstärker für elektromagnet. Wellen aus dem Gigahertzbereich (Mikrowellen), dessen Wirkungsweise (analog der des Lasers) auf der Wechselwirkung von geeignet angeregten (stimulierten) mikrophysikal. Systemen (Atome oder Moleküle) mit einem Mikrowellenfeld beruht.

Man verwendet M. v.a. als rauscharme Verstärker hochfrequenter Signale, die so schwach sind, daß sie bei einem normalen Empfänger von dessen Eigenrauschen überdeckt würden, z.B. beim Satellitennachrichtenverkehr, in radioastronom. Empfangsanlagen, Weitbereichradargeräten sowie Scatter- Richtfunkanlagen. Als Oszillator betriebene Festkörper-M. werden als Atomuhren, Frequenznormale und als Generatoren für Millimeterwellen verwendet.

Der sog. Maser, dessen Energie von der induzierten Emission elektromagnetischer Strahlungsenergie durch quantenmechanische Systeme (z.B. Moleküle, Atome, Ionen) geliefert wird.

mAs-Messgeräte

Das von einem Röntgengenerator geschaltete Strom-Zeit-Produkt läßt sich mit unterschiedlichen Verfahren und Geräten messen.

Die meisten Verfahren messen invasiv, das heißt erdnah im (Mittelpunkt) sekundären Hochspannungskreis. Der Meßkreis darf während der Röntgenaufnahme auf keinen Fall unterbrochen sein, weil sonst gefährlich hohe Spannungen auftreten können.

Blau = Kurzschlußbrücke
normal = geschlossen

Rot = mAs-Meter
wenn angeschlossen die Kurzschlußbrücke ziehen.

Nach Entfernen des mAs-Meters unbedingt Brücke wieder schließen !

Allgemein ist bei Röntgengeneratoren der Meßkreis durch Überspannungsableiter dagegen abgesichert.

Aus Sicherheitsgründen darf ein im Meßkreis angeschlossenes Meßgerät und die Meßleitungen während der Röntgenaufnahme nicht angefaßt werden !

Früher wurden überwiegend analoge mechanische Galvanometer wie ballistische oder Kriechgalvanometer benutzt. Heute werden meistens elektronische Instrumente mit Digital-Anzeige verwendet; sie sind meistens genauer, benötigen aber eine Spannungsversorgung, vorzugsweise eine Batterie.

mAs-Messung, analog

Hierbei wird das mAs-Produkt über einen Integrator ermittelt.

Lex M

Der zu messende Röhrenstrom fließt während der Röntgenaufnahme über den Widerstand R1. Die dabei abfallende Spannung an R1 wird über R2 mit Hilfe des Operationsverstärkers an dem Kondensator integriert. Am Ausgang kann die Spannung mit umgekehrter Polarität mit einem Voltmeter gemessen werden.

(Formel 1)

Alle Bauteile sollen temperaturstabil und C verlustarm sein. Das Voltmeter muß einen hohen Eingangswiderstand aufweisen.

Pro:

2. Sehr linear
3. Kann positive und negative Ströme verarbeiten
4. Unempfindlich gegen Brummspannung

Contra:

- Abgleich aufwendig
- Nicht PC tauglich

Schaltung 1

In der Schaltung 1 fließt der Röhrenstrom durch die Anschlüsse A und B über die Widerstände R1a und R1b. An einem Widerstand mit niedrigen Werten fällt auch bei großen Röhrenströmen eine kleine Spannung und damit geringe Leistung ab. Für eine gewünschte Wandlung von 1000 mAs = 1 V wird nach Formel 1 ein Widerstand $R1 = 1$ benötigt. Zwei Widerstände von 1,1. Zwei Widerstände mit 2,2 und jeweils 2 Watt und 4 Watt. Bei 1,1 erhält man eine Bauteiltoleranz von +10%. Das Potentiometer P1 dient zum Abgleich des Anzeigewertes.

Der Kondensator CX soll Brummspannungen, die über die Meßleitungen eingefangen werden, ausfiltern. Parallel zu den Eingangsbuchsen ist eine Suppressordiode geschaltet, die Überspannungen kurzschließt. Bei massiven Überströmen (Röhrenstoßen) soll die Sicherung den Rest der Schaltung schützen. Die Suppressordiode verhindert dabei auftretende Überspannungen.

Die Zeitkonstante von R3 und C1 beträgt 1. Das ist bei einer Eingangsspannung von 1V am Schleifer von P1 nach einer Sekunde am Ausgang von IC1 und Anschluß E = 1Volt mit umgekehrter Polarität.

R4 dient zur Kompensation des Offsetstroms des Verstärkers IC1. Der Operationsverstärker IC1 (7650) ist ein Chopperverstärker mit automatischem Offsetabgleich und hohem Eingangswiderstand.

Die Taste T1 dient zum Entladen von C1 und damit der Spannung an Anschluß E auf 0V. Der Widerstand R5 begrenzt den Entladestrom.

Die Schaltung 1 arbeitet bei stabiler Spannungsversorgung und Temperatur sehr linear, aber die Anzeige driftet langsam. Ohne Eingangssignal weicht die Anzeige langsam von 0V ab. Deshalb ist die Anzeige kurz vor der zu messenden Röntgenaufnahme durch kurzes Drücken von Taste T1 auf 0V zu setzen. Direkt nach der Aufnahme muß die Anzeige des Voltmeters abgelesen werden, weil der angezeigte Wert wieder langsam absinkt - ähnlich wie bei alten ballistischen oder Kriechgalvanometern. (Durch den Innenwiderstand des Voltmeters wird C1 entladen.)

Um die Anzeige zu stabilisieren wird eine zusätzliche Schaltung benötigt. Dazu ist nur eine Digitalanzeige geeignet.

Automatik

Die Automatik ist mit dem 4fach Analogschalter CD 4066 aufgebaut. Der 4066 ist baugleich mit 4016, besitzt aber einen geringeren On-Widerstand.

Beim Einschalten der Spannung liegt an IC2-12 und IC2-13 über R7 an -U. Die Schalter 1/2 und 10/11 sind offen. Über R6 und D1 wird Kondensator C2 aufgeladen. Die Spannung an IC2-6 liegt immer um die Schließenspannung der Diode (ca. 0,6V) höher als an IC2-11 und 5. Die Analogschalter schalten bei ca. halber Versorgungsspannung.

IC2-8/9 schließt und legt die positive Spannung über Anschluß L an den Hold-Eingang des Voltmeters. Einige Millisekunden später erreicht IC2-5 die Schaltspannung und IC2-3/4 schließt den Integrationskondensator C1 kurz. Am Anschluß E liegen 0 Volt.

Start / Stop

Über R10 liegen an D2 ca. + 600mV an. R12 und R13 teilen diese Spannung auf. ca. 6mV, die über R11 zum negativen Eingang des IC 3a führen. Der positive Eingang von IC3a liegt über R9 und R1 an 0V. Der Ausgang von IC3a ist negativ und die Diode D4 ist gesperrt.

Die gleichen Verhältnisse mit negativer Vorspannung liegen an IC3b an, die Diode D5 ist gesperrt. IC2-12/13 liegt weiterhin an -U.

Während einer Röntgenaufnahme fließt über Anschluß A und B und Widerstand R1 der Röhrenstrom. Ist der dabei entstehende Spannungsabfall größer als die Vorspannung an IC3 wird - je nach Polarisierung des Eingangsstrom an A und B - einer der Ausgänge von IC3a oder IC3b positiv und eine der Dioden D4 oder D5 wird leitend.

Über Anschluß F und K liegt U+. IC2-10/11 und IC2-1/2 schließen. IC2-1/2 verbindet C1 mit R3.

IC2-10/11 schließt C2 kurz und IC2-3/4 öffnet, die Integration beginnt. Gleichzeitig öffnet IC2-8/9 und das Voltmeter kann messen.

Wenn kein Röhrenstrom fließt, schaltet der IC3 wieder um und an Anschluß K liegt wieder U-. C2 wird wieder langsam geladen und nach einer Verzögerung geschlossen vom Integrationswiderstand R3 getrennt.

Nur Digital-Voltmeter besitzen Eingang. „Handelsübliche n-DVM de. Deshalb darf Hold erst nach Ablauf von mindestens einem Meßzyklus (333 ms) nach Aufnahme-Ende geschaltet werden, da sonst das Instrument zu wenig anzeigt.

Günstig ist eine Verzögerungszeit von ca. 0,6 s, dann kann das Instrument bei Serienbetrieb mit 2 oder mehr Aufnahmen pro Sekunde die mAs der ganzen Serie aufintegrieren. Bei kürzeren Verzögerungen würde die Anzeige nach jeder Einzelaufnahme zurückgesetzt und nicht oder nur schwierig ablesbar.

Spannungsversorgung

Bei Verwendung einer LCD Anzeige ist der Strombedarf der Schaltung so gering, daß sie mit einer 9V Block-Batterie betrieben werden kann.

Die Batteriespannung wird mit zwei gleich großen Widerständen halbiert und über den Spannungsfolger stabilisiert.

Bei Verwendung einer LED-Anzeige wird eine Spannungsquelle benötigt, die größere Ströme liefern kann.

Auch zum Abgleich des Integrators werden höhere Ströme benötigt.

Geeignet ist ein USB-Anschluß in Verbindung einer Ladungspumpe zur Erzeugung der negativen Spannung oder eine externe Spannungsversorgung (Steckernetzteil).

Schaltung 3

Abgleich

Zum Abgleich wird ein bekannter Konstantstrom über eine bekannte Zeit benötigt.

Schaltung 4 zeigt einen Konstantstromgenerator. Der LM117 ist ein integrierter 1,2V Spannungskonstanter bis maximal 1,5A.

Mit einem mA-Meter angeschlossen wie in der Schaltung, fließt mit 100 Belastungswiderstand ein Schaltet man den 10 Widerstan von ca. 132mA.

Bei größeren Strömen muß der LM117 auf einen Kühlkörper montiert werden.

Der jetzt bekannte Konstantstrom muß über eine bekannte Zeit mit dem mAs-Meter integriert werden. Dazu wird ein Zeitsignal über eine Diode an Anschluß K der Schaltung 2 gelegt. Die Verbindung K nach F muß dabei geöffnet werden.

Schaltung 4: Konstantstrom

Der 8650 B ist ein integrierter Quarzoszillator mit programmierbarem Teiler. Über den Schalter S1 kann die Impulslänge des Timers vorgewählt werden.

Mit S2 wird der Timer gestartet. An Ausgang T liegt für die vorgewählte Signal, das die Automatik startet und beendet.

Das Voltmeter an Meßpunkt E der Schaltung 2 muß einen Wert anzeigen, der dem Strom von Schaltung 4 multipliziert mit der Zeit aus Schaltung 5 entspricht, z.B:

Schaltung 5: Timer

$$132 \text{ mA} \times 1 \text{ sec} = 132 \text{ mAs.}$$

Der Wert kann mit Potentiometer P1 abgeglichen werden.

Komplett-Schaltbilder

mAs-Messung, digital

Spannungs-Frequenz-Wandler

Dies ist ein preiswerter und einfacher Konverter, der dennoch eine gute Linearität (ca. 10^{-4}) liefert. Sein Ausgangssignal, Rechteckimpulse mit einer Rate, die proportional zur Eingangsspannung ist, kann einfach über große Entfernungen mit geringem Risiko der Verfälschung gesendet werden. Ein einfacher Zähler kann zur Erfassung des Signals verwendet werden. Es ist einfach, integrierende Messungen durchzuführen: Setzen Sie den Zähler einfach nicht zurück. Die Rückwandlung des Signals in eine analoge Spannung ist ebenfalls sehr einfach: Ein Tiefpassfilter reicht oft aus. Diese Eigenschaften machen

ihn interessant für die Fernmessung in industriellen Prozesssteuerungsanwendungen, z.B. in Ölraffinerien und anderen großen Chemieanlagen. Er wird in Energiezählern, Durchflussmessern, Kraftstoffmessgeräten und zur Drehzahlmessung eingesetzt.

Die Eingangsspannung wird auf dem Eingangskondensator C_i integriert. Jedes Mal, wenn die Spannung an C_i positiv wird, entlädt der Komparator den Rückkopplungskondensator C_f in den Eingang, wodurch eine feste Ladungsmenge von C_i entfernt wird und sein Potential wieder negativ wird. Unmittelbar danach wird C_f wieder mit der (negativen) Referenz verbunden und mit einer neuen festen Ladungsmenge aufgeladen.

Die Geschwindigkeit, mit der sich dies wiederholt, hängt linear vom Wert der Eingangsspannung ab. Der genaue Wert von C_i spielt keine Rolle, solange $C_i \gg C_f$ ist. Für die erste Ordnung ist die Umwandlungskonstante der Schaltung:

Der Ausgang eines VFCs ist eine digitale Impulsfolge, deren Wiederholrate proportional zum Amplitudeneingang des Analogsignals ist.

Die digitale mAs-Messung basiert auf einem Spannungs-Frequenzwandler (VFC) mit einem nachgeschalteten Impulszähler.

Viele integrierte VFC sind erhältlich, doch die meisten benötigen eine Betriebsspannung von +15V und -15V und scheiden daher für eine Batterieversorgung aus.

Pro:	Contra:
<ul style="list-style-type: none"> • Einfacher Aufbau • Gute Linearität 	<ul style="list-style-type: none"> • PC tauglich • Leicht zu abgleichen • Brummspannung empfindlich

Geeignete VFC können Eingangsspannungen wandeln, die mindestens 4V niedriger sind als die Betriebspannung. Bei z.B. 2V (2000mA x 1) Eingangsmu gen. Bei 5V Betriebspannung darf die Eingangsspannung nicht höher als 1V sein.

Wichtig ist die Reaktionsgeschwindigkeit der Spannung-Frequenz-Wandlung bei einer sprunghaften Änderung der Eingangsspannung, da die Schaltzeit einer Röntgenaufnahme oft nur wenige Millisekunden dauert. Die Einschwingzeit soll nicht länger als eine Periode der Sollfrequenz betragen, bei z.B. 20kHz sind das 50µs.

Eine Auflösung von 10 Impulsen pro mAs erfordert bei maximal 2000 mA Röhrenstrom eine Frequenz von 20kHz. 20Hz bis 20kHz liegen im Arbeitsbereich einer PC-Soundkarte und können daher auch mit einem PC verarbeitet werden (siehe Soundkarten-Oszilloskop)

Es gibt zwei gängige VFC-Architekturen: den stromgesteuerten Multivibrator-VFC und den ladungsausgeglichenen VFC. Der ladungsausgeglichene VFC kann in synchroner (getakteter) oder asynchroner Form ausgeführt sein. Es gibt noch viele weitere VFO-Architekturen (variabler Frequenzoszillator), einschließlich des 555-Timers. Das Hauptmerkmal von VFCs ist Linearität, und einige wenige VFOs sind sehr linear.

Stromgesteuerter VFC:

Der stromgesteuerte Multivibrator-VFC ist eigentlich eher ein Strom-Frequenz-Wandler als ein VFC, aber praktische Schaltungen enthalten immer einen Spannungs-Strom-Wandler auf der Eingangsseite. Der Strom entlädt den Kondensator, bis die Schwelle erreicht ist, und wenn die C-Anschlüsse des Kondensators umgekehrt werden, wiederholt sich der Halbzyklus erneut. Am Ausgang liegt eine fast symmetrische Welle mit ca. 50% an. (Günstig für eine Soundkarte)

Praktische VFCs dieses Typs haben eine Linearität um 14 Bit und sind vergleichsweise stabil, obwohl sie in ADCs ohne fehlende Codes mit höherer Auflösung eingesetzt werden können. Die Leistungsgrenzen werden durch das Schwellenrauschen, den Temperaturkoeffizienten der Komparatorschwelle und die Stabilität sowie die dielektrische Absorption (DA) des Kondensators, der ein diskretes Bauteil ist, gesetzt. Diese Art von VFC ist eine einfache, stromsparende und kostengünstige Schaltung, die meist für einen weiten Bereich von Versorgungsspannungen eingesetzt wird. Sie sind grundsätzlich für kostengünstige ADC- und Daten-Telemetrie-Anwendungen mit mittlerer Genauigkeit geeignet.

AD537

Ein Operationsverstärker (BUF) dient als Eingangsstufe; seine Aufgabe ist die Umwandlung und Skalierung des Eingangsspannungssignals in einen Treiberstrom im NPN-Folger. Die optimale Leistung wird erreicht, wenn bei voller Eingangsspannung ein Treiberstrom von 1 mA an den Strom-Frequenz-Wandler geliefert wird. Der Treiberstrom zum Strom-Frequenz-Wandler (ein astabiler Multivibrator) liefert sowohl die Vorspannungspegel als auch den Ladestrom für den extern angeschlossenen Zeitkondensator. Dieses "adaptive" Vorspannungsschema ermöglicht dem Oszillator eine geringe Nichtlinearität über den gesamten Stromeingangsbereich von 0,1 μA bis 2000 μA .

Der Ausgang des Rechteckoszillators geht an den Ausgangstreiber, der den NPN-Leistungstransistor mit einer schwebenden Basis antreibt. Durch diese erdfreie Ansteuerung kann die Logikschnittstelle auf einen anderen Pegel als -VS zurückgeführt werden. Über den "SYNC"-Eingang kann der Oszillator an einen externen Master-Oszillator gekoppelt werden; dieser Eingang kann auch zum Abschalten des Oszillators verwendet werden.

Der Referenzgenerator verwendet eine Bandgap-Schaltung (dies ermöglicht den Betrieb mit einer Versorgungsspannung von bis zu 4,5 Volt, was mit Low-T.C.-Zenern nicht möglich ist), um die Referenz- und Vorspannungspegel für die Verstärker- und Oszillatorstufen bereitzustellen. Der Referenzgenerator liefert auch den präzisen Low-T.C.-Ausgang von 1,00 Volt und den V_{TEMP} -Ausgang, der die absolute Temperatur mit 1mV/K verfolgt.

Der positive Spannungseingangsbereich reicht von $-V_S$ (Masse im Einspeisebetrieb) bis 4 Volt unterhalb der positiven Versorgung. Der Anschluss bietet eine hohe (ca. 250 M Ω) Eingangsimpedanz. Die Eingangsspannung wird durch Auswahl eines Skalierungswiderstandes in den richtigen Treiberstrom an Pin 3 umgewandelt. Der Skalenendstrom beträgt 1 mA, so dass z. B. ein 10-Volt-Bereich einen nominalen 10-k Ω -Widerstand erfordern würde. Der erforderliche Abgleichbereich hängt von der Toleranz des Kondensators ab. Andere Skalenendströme als 1 mA können gewählt werden, aber die Linearität wird reduziert; 2 mA ist die maximal zulässige Ansteuerung. Wie aus der Skalierungsbeziehung in hervorgeht, ergibt ein Zeitkondensator mit 0,01 μF eine Frequenz von 10 kHz bei vollem Skalenendwert, und 0,001 μF ergibt 100 kHz bei einem Ansteuerstrom von 1 mA. Die maximale Frequenz beträgt 150 kHz. Polystyrol- oder NPO-Keramikkondensatoren werden wegen des T.C. und der dielektrischen Absorption bevorzugt; Polycarbonat oder Glimmer sind akzeptabel; andere Typen verschlechtern die Linearität. Der Kondensator sollte sehr nahe am AD537 verdrahtet werden.

Obige Schaltung arbeitet mit 5V unipolarer Versorgungsspannung (USB). Der OP MCP6021 ist ein Rail zu Rail Verstärker für eine Versorgungsspannung von maximal 7V. Er ist als Komparator geschaltet und liefert ein Start / Stop-Signal für den Ausgang für einen Zähler. (I_{R0} P\$)

KALIBRIERUNG

Es gibt zwei unabhängige Einstellungen: Skalierung und Offset. Der erste wird durch die Einstellung des Skalierungswiderstands R_T und der zweite durch das (optionale) Potentiometer, das an $+V_S$ und die V_{OS} -Pins angeschlossen ist, getrimmt. Für die Kalibrierung wird ein Konstantstrom über ein Meßgerät eingespeist. Obwohl die Drifts gering sind, ist es eine gute Praxis, die Betriebsumgebung eine stabile Temperatur erreichen zu lassen und sicherzustellen, dass die Versorgungs-, Quellen- und Lastbedingungen korrekt sind.

Beginnen Sie mit der Einstellung eines hohen Konstantstrom (z.B. 132mA) und stellen Sie das Skalierungspotentiometer R_{T2} ein, bis die gewünschte Frequenz (z.B. 1,32 kHz) angezeigt wird. Dies geschieht am einfachsten mit einem Frequenzmessgerät, das an den Ausgang angeschlossen ist (siehe Soundkarten-Oszilloskop).

Dann speisen Sie einen geringen Konstantstrom (z.B. 12mA) ein und stellen Sie das Offset-Potentiometer R_T ein, bis die Ausgangsfrequenz 120Hz beträgt. Der Eingangsvorspannungsstroms des Pufferverstärkers kann die Offset-Spannung geringfügig beeinflussen. Daher sollte die Offset- und Skaleneinstellungen wiederholt werden. Der Eingangverstärker ist so ausgelegt, dass die Drift der Eingangsspannung nach der Offset-Nullstellung typischerweise unter $1 \mu\text{V}/^\circ\text{C}$ liegt. Für die mAs-Messung werden einfach die einzelnen Perioden (Impulse) gemessen (mit Impulzzähler oder PC).

Leider ist der AD537 recht teuer und nicht einfach erhältlich, als Nachfolger gilt der preisgünstige AD654.

AD654

Der AD654 ist ein monolithischer U/f-Wandler, der aus einem Eingangverstärker, einem Präzisionsoszillatorsystem und einer Hochstrom-Ausgangsstufe besteht. Ein einziges RC-Netzwerk reicht aus, um jede FS-Frequenz (Full Scale) bis 500 kHz und jede FS-Eingangsspannung bis $\pm 30 \text{ V}$ einzustellen. Der Linearitätsfehler beträgt nur 0,03 % bei einer FS von 250 kHz, und der Betrieb ist über einen Dynamikbereich von 80 dB gewährleistet. Der Gesamttemperaturkoeffizient (ohne Berücksichtigung der Auswirkungen externer Komponenten) beträgt typischerweise $\pm 50 \text{ ppm}/^\circ\text{C}$.

Der AD654 arbeitet mit einer einzigen Versorgungsspannung von 5 V bis 36 V und verbraucht nur 2,0 mA Ruhestrom. Der Eingangverstärker mit geringer Drift ($4 \mu\text{V}/^\circ\text{C}$ typ) ermöglicht den Betrieb direkt von kleinen Signalen wie Thermoelementen oder Dehnungsmessstreifen und bietet einen hohen Eingangswiderstand (250 M). Im Gegenzug bietet der AD654 einen symmetrischen Rechteckausgang und kann bis zu 12 TTL-Lasten, Optokoppler, lange Kabel oder ähnliche Lasten treiben. Der positive Spannungseingangsbereich reicht bis 4 Volt unterhalb der positiven Versorgung, bei 5V also: $J_{in \max} = 1\text{V}$.

Die Schaltung besteht aus:

- Spannungsfrequenzwandler AD654 mit der Eingangsbeschaltung
- Spannungswandler Positiv nach Negativ
- Offsetabgleich
- Start / Stop

An F_{OUT} kann die dem Eingangsstrom proportionale Frequenz gemessen werden.

Der AD654 arbeitet bereits ohne die farbig unterlegten Schaltungen, an F_{OUT} steht dann aber bereits ohne Eingangsstrom eine Impulsfolge an.

Deshalb schließt der Transistor T1 das Ausgangssignal kurz, solange kein Eingangsstrom fließt.

Der Abgleich erfolgt wie beim AD 537 mit einem bekannten Konstantstrom mit P1 für hohen Strom und P2 für niedrigen Strom.

Ladungsausgleichs-VFC

Ein Ladungsausgleichs-VFC ist komplexer, genauer und anspruchsvoller in seinen Anforderungen an die Versorgungsspannung und den Strom. Praktische VFCs dieses Typs haben eine Linearität von etwa 16-18 Bit.

Der Integratorkondensator wird durch das Signal aufgeladen. Beim Überschreiten der Komparatorschwelle wird eine feste Ladungsmenge aus dem Kondensator entfernt, aber der Eingangsstrom fließt während der Entladung kontinuierlich, daher geht keine Eingangsladung verloren. Die feste Ladungsmenge wird durch die Präzisionsstromquelle und die Pulsbreite der Monostabilen definiert. Somit ist die Ausgangsimpulsrate genau proportional zu der Rate, mit der der Integrator vom Eingang geladen wird.

Bei niedrigen Frequenzen sind die Grenzen der Leistungsfähigkeit dieses VFCs durch die Stabilität der Stromquelle und das Timing des Monoflops gesetzt (das u. a. nur vom Kondensator abhängt). Der exakte Wert und die Temperaturstabilität des Integrationskondensators haben keinen Einfluss auf die Genauigkeit, wohl aber seine dielektrische Absorption (DA) und Leckstrom. Bei hohen Frequenzen fordern die Effekte zweiter Ordnung, Schalttransienten im Integrator und die Präzision des Monoflops, wenn sie sehr bald nach einem Impulsende neu getriggert wird, ihren Tribut an die Genauigkeit und die Linearität.

Der Umschalter in der Stromquelle behebt das Problem der Transienten im Integrator. Durch die Verwendung eines Umschalters anstelle des Ein/Aus-Schalters, der bei älteren VFC-Designs üblicher ist: (a) gibt es keine Ein/Aus-Transienten in der Präzisionsstromquelle und (b) die Ausgangsstufe des Integrators sieht eine konstante Last, die meiste Zeit fließt der Strom von der Quelle direkt in die Ausgangsstufe; aber während des Ladungsausgleichs fließt er immer noch in der Ausgangsstufe, durch den Integrationskondensator.

LM331

- Garantierte Linearität: 0,01% max.
- Geringe Verlustleistung: 15mW bei 5V
- Großer Bereich der Skalenendfrequenz: 1Hz bis 100kHz
- Impulsausgang kompatibel mit allen Logikformen
- Großer Dynamikbereich: 100dB min bei 10kHz Skalenendwert Frequenz

Dieser Spannungs-/Frequenzwandler liefert die Ausgangsimpulsfolge mit einer Frequenz, die proportional zur angelegten Eingangsspannung ist. Der LM331 kann mit einer Versorgungsspannung von 4 bis zu 40V betrieben werden und die Ausgangsfrequenz von 1Hz bis 100kHz ändern. Er ist geeignet für den Einsatz in einfachen, kostengünstigen Schaltungen für Analog-Digital-Wandlung, Langzeitintegration, lineare Frequenzmodulation oder -demodulation, Frequenz-Spannungs-Wandlung und viele andere Funktionen.

Der LM331 erreicht eine hohe Genauigkeit in Bezug auf die Temperatur, die nur mit teuren Spannungs-Frequenz-Modulen erreicht werden konnte. Er eignet sich ideal für den Einsatz in digitalen Systemen bei niedrigen Versorgungsspannungen und bietet eine kostengünstige Analog-Digital-Wandlung in mikroprozessorgesteuerten Systemen. Die Frequenz eines batteriebetriebenen Spannungs-Frequenz-Wandlers kann leicht durch einen einfachen Foto-Isolator geleitet werden, um eine Isolierung gegen hohe Gleichtaktpegel zu gewährleisten.

Der LM331 verwendet eine temperaturkompensierte Bandabstand-Referenzschaltung, um eine ausgezeichnete Genauigkeit über den gesamten Betriebstemperaturbereich bei Stromversorgungen bis hinunter zu 4 V zu gewährleisten. Die Präzisions-Timer-Schaltung weist niedrige Vorspannströme auf, ohne die für eine 100-kHz-Spannungs-Frequenz-Wandlung erforderliche schnelle Reaktion zu beeinträchtigen. Der Ausgang ist in der Lage, 3 TTL-Lasten oder einen Hochspannungsausgang bis zu 40 V zu treiben, ist jedoch kurzschlussfest gegen VCC.

Vereinfachter Spannungs-/Frequenzwandler

Die Funktionsweise dieser Blöcke lässt sich am besten verstehen, wenn man den Arbeitszyklus des grundlegenden Spannungs-Frequenz-Wandlers durchgeht, Abbildung 2, die aus dem vereinfachten Blockschaltbild des LM231/331 und den verschiedenen angeschlossenen Widerständen und Kondensatoren besteht.

Der Spannungskomparator vergleicht eine positive Eingangsspannung, V_1 , an Pin 7 mit der Spannung, V_x , an Pin 6. Wenn V_1 größer ist, triggert der Komparator den 1-Shot-Timer.

Der Ausgang des Zeitgebers schaltet sowohl den Ausgangstransistor als auch die geschaltete Stromquelle für eine Periode $t = 1,1 R_t C_t$ ein. Während dieser Zeit fließt der Strom i aus der geschalteten Stromquelle und liefert eine feste Ladungsmenge, $Q = i \times t$, in den Kondensator, C_L . Dadurch wird V_x normalerweise auf einen höheren Pegel als V_1 geladen. Am Ende der Zeitperiode wird der Strom i ausgeschaltet, und der Zeitgeber setzt sich selbst zurück.

Jetzt fließt kein Strom mehr von Pin 1, und der Kondensator C_L wird allmählich durch R_L entladen, bis V_x auf den Pegel von V_1 fällt. Dann triggert der Komparator den Timer und startet einen weiteren Zyklus.

Der in C_L fließende Strom ist genau $I_A V_E = i \times (1,1 \times R_t C_t) \times f$, und der aus C_L fließende Strom ist genau $V_x / R_L \cdot V_{IN} / R_L$. Wenn V_{IN} verdoppelt wird, verdoppelt sich die Frequenz, um dieses Gleichgewicht zu erhalten. Selbst ein einfacher V-zu-F-Wandler kann eine Frequenz liefern, die über einen weiten Frequenzbereich genau proportional zu seiner Eingangsspannung ist.

Funktionsblockdiagramm

Das Funktionsblockdiagramm zeigt eine Bandabstandsreferenz, die einen stabilen $1,9-V_{DC}$ -Ausgang liefert. Dieser $1,9 V_{DC}$ ist über einen V_S -Bereich von $3,9 V$ bis $40 V$ gut geregelt. Er hat einen flachen, niedrigen Temperaturkoeffizienten und ändert sich bei einer Temperaturänderung von $100^\circ C$ typischerweise um weniger als $\frac{1}{2} \%$.

Der Strompumpenkreislauf zwingt die Spannung an Pin 2 auf $1,9 V$ und bewirkt, dass ein Strom $i = 1,90 V / R_S$ fließt. Für $R_S = 14 k$, $i = 135 \mu A$. Der Präzisionsstromreflektor liefert dem Stromschalter einen Strom, der gleich i ist. Der Stromschalter schaltet den Strom je nach Zustand des R-S-Flipflops auf Pin 1 oder auf Masse.

Die Timing-Funktion besteht aus einem R-S-Flip-Flop und einem Timer-Komparator, der mit dem externen $R_t C_t$ -Netzwerk verbunden ist. Wenn der Eingangskomparator eine Spannung an Pin 7 höher als an

Pin 6 feststellt, setzt er das R-S-Flipflop, das den Stromschalter und den Ausgangstreibertransistor auf ON schaltet. Wenn die Spannung an Pin 6 ansteigt, veranlasst der Timer-Komparator das R-S-Flip-Flop zum Rücksetzen. Der Reset-Transistor wird dann auf ON und der Stromschalter auf OFF geschaltet.

Wenn der Eingangskomparator jedoch immer noch feststellt, dass die Spannung an Pin 7 höher als an Pin 6 ist, wechzelt, wird das Flip-Flop nicht zurückgesetzt, und der Strom an Pin 1 fließt weiter und versucht, die Spannung an Pin 6 höher als an Pin 7 zu machen. Diese Bedingung gilt normalerweise unter Startbedingungen oder im Falle einer Überlastspannung am Signaleingang. Während dieser Art von Überlastung ist die Ausgangsfrequenz 0. Sobald das Signal wieder im Arbeitsbereich liegt, wird die Ausgangsfrequenz wieder aufgenommen.

Grundlegender Spannungs-Frequenz-Wandler (Abbildung 3)

Der in Abbildung 3 gezeigte einfache, eigenständige V/F-Wandler enthält die gesamte Grundschaltung aus Abbildung 2 sowie einige Komponenten für eine verbesserte Leistung.

Ein Widerstand, $R_{IN}=100 \text{ k}\Omega \pm 10\%$, wurde in den Pfad zu Pin 7 eingefügt, so dass der Vorspannungsstrom an Pin 7 (typisch -80 nA) die Wirkung des Vorspannungsstroms an Pin 6 aufhebt und zu einem minimalen Frequenz-Offset beiträgt.

Der Widerstand R_S an Pin 2 besteht aus einem $12 \text{ k}\Omega$ Festwiderstand plus einem $5 \text{ k}\Omega$ (vorzugsweise aus Cermet) Verstärkungseinstell-Rheostat. Die Funktion dieses Abgleichs besteht darin, die Verstärkungstoleranz des LM231/331 sowie die Toleranz von R_t , R_L und C_t abzugleichen. Um beste Ergebnisse zu erzielen, sollten alle Komponenten stabile Bauteile mit niedrigem Temperaturkoeffizienten sein, wie z. B. Metallfilmwiderstände. Der Kondensator sollte eine geringe dielektrische Absorption haben; je nach gewünschtem Temperaturverhalten sind NPO-Keramik, Polystyrol, Teflon oder Polypropylen am besten geeignet.

Ein Kondensator C_{IN} wird von Pin 7 nach Masse hinzugefügt, um als Filter für V_{IN} zu dienen. Ein Wert von $0,01 \mu\text{F}$ bis $0,1 \mu\text{F}$ ist in den meisten Fällen ausreichend; in Fällen, in denen eine bessere Filterung erforderlich ist, kann jedoch ein $1 \mu\text{F}$ -Kondensator verwendet werden. Wenn die RC-Zeitkonstanten an Pin 6 und Pin 7 aufeinander abgestimmt sind, führt ein Spannungssprung an V_{IN} zu einer sprunghaften Änderung von f_{OUT} . Wenn C_{IN} viel kleiner als C_L ist, kann ein Schritt an V_{IN} dazu führen, dass f_{OUT} kurzzeitig stoppt.

Ein $47 \mu\text{F}$ -Widerstand in Reihe mit dem $1 \mu\text{F}$ - C_L sorgt für eine Hysterese, die dem Eingangskomparator zu einer guten Linearität verhilft.

ABBILDUNG 4.

Standard-Testschaltung und Anwendungsschaltung, Präzisions-Spannungs-/Frequenzwandler

In dieser Schaltung wird die Integration mit Hilfe eines konventionellen Operationsverstärkers und eines Rückkopplungskondensators C_F durchgeführt. Wenn der Ausgang des Integrators den nominalen Schwellenwert an Pin 6 des LM231/331 überschreitet, wird der Zeitzyklus eingeleitet. Der durchschnittliche Strom, der in den Summierpunkt des Operationsverstärkers (Pin 2) eingespeist wird, ist $i \times (1,1 R_i C_i) \times f$, was perfekt mit $-V_{IN}/R_{IN}$ abgeglichen ist. In dieser Schaltung hat der Spannungsoffset des LM231/331-Eingangskomparators keinen Einfluss auf den Offset oder die Genauigkeit des V-F-Wandlers, wie es beim eigenständigen V-F-Wandler der Fall ist; ebenso wenig wie der Vorspannungsstrom oder der Offsetstrom des LM231/331. Stattdessen sind die Offset-Spannung und der Offset-Strom des Operationsverstärkers die einzigen Grenzen dafür, wie klein das Signal genau gewandelt werden kann. Da Operationsverstärker mit einer Offset-Spannung von deutlich unter 1 mV und einem Offset-Strom von deutlich unter 2 nA kostengünstig erhältlich sind, wird diese Schaltung für beste Genauigkeit bei kleinen Signalen empfohlen. Diese Schaltung reagiert außerdem sofort auf jede Änderung des Eingangssignals (was bei einer eigenständigen Schaltung nicht der Fall ist), so dass die Ausgangsfrequenz eine genaue Darstellung von V_{IN} ist, so schnell wie der Abstand von 2 Ausgangsimpulsen gemessen werden kann.

Im Präzisionsmodus wird eine ausgezeichnete Linearität erreicht, da die Stromquelle (Pin 1) immer auf Massepotential liegt und diese Spannung nicht mit V_{IN} oder f_{OUT} variiert. (Beim eigenständigen V-zu-F-Wandler ist eine Hauptursache für die Nichtlinearität die Ausgangsimpedanz an Pin 1, die dazu führt, dass sich i in Abhängigkeit von V_{IN} ändert).

Die Schaltung in Abbildung 5 arbeitet auf die gleiche Weise wie Abbildung 4, jedoch mit den notwendigen Änderungen für den Hochgeschwindigkeitsbetrieb.

ABBILDUNG 5. Präzisions-Spannungs-Frequenz-Wandler, 100 kHz Full-Scale, $\pm 0,03$ % Nicht-Linearität

Der obige Wandler hat eine sehr lineare V-zu-F-Kennlinie, da seine Ausgangsfrequenz völlig unabhängig ist von der an V_{in} (Pin 7) des LM331 anliegenden Welligkeit der Eingangsspannung ist. Um einen schnellen und zuverlässigen Betrieb des V-zu-F-Wandlers zu gewährleisten, kann C_F sehr klein gemacht werden, um eine geringe Restwelligkeit zu erhalten - 1Vpp empfohlen

ABBILDUNG 6. mAs-Meter mit LM331

Die Abbildung 6 zeigt ein komplettes mAs-Meter. Der "gelb" unterlegte Röhrenstrom in eine proportionale Eingangsspannung um. Grün unterlegt ist die Start/Stop-Schaltung.

Für direkte Messung über eine Soundkarte ist diese Schaltung nicht geeignet. Die Dauer des Ausgangsimpuls ist kleiner als $10\mu s$. Eine Standard-Soundkarte sampled mit 41kS, das entspricht eine Messung ca. alle $25\mu s$. Damit kann ein $10\mu s$ -Impuls nicht sicher erfaßt werden. Die Anzeige wird nahezu immer zu wenige Impulse anzeigen. Zur Abhilfe kann F_{OUT} ein Flip-Flop nachgeschaltet werden; damit entsteht ein Signal mit 50% Duty und halber Frequenz. Geeignet ist ein BCD Zähler; Messung an Q1.

Zur Berichtigung der Anzeige ist:

- angezeigter Wert verdoppeln; oder besser:
- (LQJDQJVVSDQXQJMHUGRSSHQQWLEQ) Integrationswiderstand im Eingangskreis entfernen + $V_{CC} = 6-9V$)
- Integrationswiderstand R_E halbieren

Schaltung 7 zur Erzeugung der negativen Versorgungsspannung. Die negative Spannung wird für den Offset-Abgleich und die Start/Stop-Schaltung benötigt.

Für einen ordnungsgemäßen Betrieb sollte der Versorgungs-Pin mit einem 1- μ F-Kondensator mit niedrigem ESR-Wert gegen Masse überbrückt werden.

Der Bypass-Kondensator muss so nah wie möglich am Versorgungs-Pin platziert werden. Da es sich beim LM331 um einen Durchsteck-Baustein handelt, ist es akzeptabel, den Bypass-Kondensator auf der unteren Lage zu platzieren.

Die Verwendung einer Massefläche wird empfohlen, um eine niederohmige Masse über die Schaltung zu schaffen.

Kalibrierung

Die Kalibrierung erfolgt wie beim AD537. Mit P_S wird der Wert für den hohen Strom und mit R_{Offset} für den niedrigen Strom eingestellt.

Synchroner VFC (SVFC)

Die Stabilität und das Einschwingverhalten des Präzisionsmonoflops bereiten mehr Probleme, aber dieses Problem kann vermieden werden, indem der Monoflop durch einen getakteten bistabilen Multivibrator ersetzt wird.

Die Impulslänge des Ladungsausgleichs wird durch zwei aufeinanderfolgende Flanken eines externen Taktgebers definiert. Wenn dieser Takt einen sehr geringen Jitter hat, ist die Ladung sehr genau definiert, aber auch der Ausgangsimpuls ist synchron mit dem Takt. Synchrone VFCs dieses Typs sind in der Lage, eine Linearität von bis zu 18 Bit und eine ausgezeichnete Temperaturstabilität zu erreichen.

Dieses synchrone Verhalten ist in vielen Anwendungen praktisch, da die synchrone Datenübertragung oft einfacher zu handhaben ist als die asynchrone. Das bedeutet jedoch, dass der Ausgang eines asynchronen VFC (SVFC) kein reiner Ton ist (plus Oberwellen natürlich). Der synchrone VFC (SVFC) ist wie ein herkömmlicher VFC, er enthält Komponenten, die harmonisch mit der Taktfrequenz zusammenhängen.

mAs-Messung mit Smartphone

Mithilfe des **Audio Frequency Counter** für Android in Verbindung mit einem V/F-Wandler lässt sich ein mAs-Wert ermitteln.

Die Android-App nutzt den Mikrofoneingang des verwendeten Gerätes, und ist somit in Funktionsweise und Genauigkeit von der Hardware abhängig. Gemessene Töne werden auf einem Grafen visualisiert, der sich umfangreich anpassen lässt - entweder wird in Hertz oder in Millisekunden gemessen.

Der Audio Frequency Counter bietet auch darüber hinaus noch diverse Einstellmöglichkeiten, um die Messwerte unterschiedlich zu visualisieren, und die Messung zu beeinflussen.

Frequenzzähler, der auf dem Mikrofoneingang basiert. Zählt, wenn das Eingangssignal einen bestimmten Pegel über- oder unterschreitet, und wandelt es in eine Frequenz oder eine Zeitspanne um. Die Ergebnisse hängen von dem Gerät und dessen Hardware ab.

Merkmale dieses Audiofrequenzzählers:

- Graph des Eingangssignals, 2,5 ms/div bis zu 640 ms/div.
- Torzeit von 0,1s, 1s, 10s oder 100s.
- Verstärkung von x1 bis x1000
- Trigger bei Anstieg oder Abfall

- AC- oder DC-Kopplung
- Einstellbarer Rauschpegel, so dass ein neues Ereignis erst dann ausgelöst wird, wenn das Signal diesen Pegel überschritten hat.

Verwenden der App

Nach dem Laden beginnt die App sofort mit der Zählung der Ereignisse, wenn das Signal die Auslöseschwelle überschreitet. Die Frequenz oder der Zeitraum wird oben auf dem Display angezeigt, gefolgt von einer Zählung der ausgelösten Ereignisse. Unterhalb des Zählwerts befindet sich ein Diagramm mit den letzten Aufzeichnungen (eine neue Aufzeichnung beginnt nur bei einem ausgelösten Ereignis). Die jüngste Messkurve wird in cyanfarbener Farbe angezeigt. Die vorangegangenen 3 oder 4 Messkurven werden in verblassenden Grautönen dargestellt, um zu zeigen, wie sich das Signal verändert.

Unterhalb der Digitalanzeige befinden sich 8 Tastengruppen:

Messen - Wählen Sie entweder die Frequenz (FREQ) oder die Zeit (PERIOD), die angezeigt werden soll. Die Frequenz ist nur der Kehrwert der Zeitdauer:

Kontrolle - Tippen Sie auf Null, um die Zählung zurückzusetzen. Tippen Sie auf Pause, um die Messung zu unterbrechen. Tippen Sie erneut auf Pause, um fortzufahren.

Verstärkung - Verwenden Sie die Pfeile nach links und rechts, um die Verstärkung nach oben oder unten einzustellen. Es stehen 10 verschiedene Verstärkungswerte zur Verfügung: x1, x2, x5, x10, x20, x50, x100, x200, x500 und x1000. Der aktuelle Verstärkungswert wird unterhalb des Diagramms angezeigt.

Zeit/Teilung - Verwenden Sie die Pfeile nach links und rechts, um die Zeit pro Teilung nach oben oder unten einzustellen. Der kürzeste Wert ist 2,5 ms/Div, und da es 8 Teilungen gibt, besteht die gesamte Kurve aus 20 ms Daten. Die Zeit pro Teilung kann 2,5 ms/Div, 5 ms/Div, 10 ms/Div, 20 ms/Div, 40 ms/Div, 80 ms/Div, 160 ms/Div, 320 ms/Div oder 640 ms/Div betragen. Beachten Sie, dass die App immer mit 44,1 kHz abtastet und die Zeit/Teilung nur das widerspiegelt, was in der Grafik angezeigt wird. Beachten Sie, dass bei 80 ms/div oder mehr die Kurve über den Bildschirm rollt. Bei 40 ms/div und darunter wird zunächst die gesamte Kurve erfasst, bevor sie angezeigt wird.

Triggerlevel - Legen Sie den Schwellenwert und den Rauschpegel fest, ab dem ausgelöst werden soll. Der Wert des Triggerpegels kann zwischen -100% und 100% liegen und wird mit dem Schieberegler oder durch Eingabe des Wertes nach Drücken der Pegel-Taste ausgewählt. Der Triggerpegel wird als rote horizontale Linie in der Grafik angezeigt. Im Anstiegs-Triggermodus wird ein Ereignis gezählt, wenn das Signal von unten auf über diese Linie steigt. Im fallenden Triggermodus wird ein Ereignis registriert, wenn das Signal von oben nach unten unter diese Linie fällt. Um falsche Zählungen aufgrund von veräuschten Signalen zu vermeiden, kann auch ein Rauschpegel eingestellt werden. Nach der Registrierung eines Ereignisses muss das Signal erst wieder über den blauen Rauschpegel steigen, bevor eine weitere Zählung akzeptiert wird. Der Rauschpegel kann mit dem Schieberegler oder der Schaltfläche Rauschen eingestellt werden. Die Werte können zwischen 0 und 100 % liegen.

Richtung - Wählen Sie aus, ob ein Anstieg des Signals über den Schwellenwert oder ein Abfall des Signals über den Schwellenwert ausgelöst werden soll. Abhängig von der Wellenform kann eine Richtung sauberer auslösen und stabilere Ergebnisse liefern.

Kopplung - Stellen Sie die Kopplung auf AC oder DC ein. Im DC-Modus wird das Signal nicht an das am Mikrofoneingang gemessene Signal angepasst. Im AC-Modus wird der Langzeitmittelwert aus dem Signal entfernt. Wenn Ihr Geräteingang nicht symmetrisch um den Nullwert ist, kann der AC-Modus einen Offset entfernen. Wenn Sie sehr niedrige Frequenzen messen wollen, sollte der DC-Modus verwendet werden.

Gate Time - Die Frequenz und die Zeitdauer werden aus der Länge der gesammelten Daten berechnet. Wenn weniger Daten als die Torzeit vorhanden sind (z. B. Null gedrückt oder App gerade gestartet), werden die bis dahin gesammelten Daten verwendet. Die Torzeit kann 0,1s, 1s, 10s oder 100s betragen.

Triggerung

Das folgende Diagramm veranschaulicht die Triggerung mit und ohne Geräuschpegel:

Die rote Linie ist der Triggerpegel und die grünen Punkte zeigen an, wo ein Ereignis ausgelöst wurde. Im ersten Diagramm bedeutet die Nichtberücksichtigung von Rauschen, dass bei verrauschten Signalen mehrere ausgelöste Ereignisse für jede Wellenform auftreten können. Das zweite Diagramm zeigt einen Rauschpegel, der durch die blaue Linie angezeigt wird. Diese blaue Linie muss erst überschritten werden, bevor ein weiteres Ereignis ausgelöst werden kann. In diesem Fall wird bei entsprechend gewähltem Rauschpegel nur ein Triggerereignis für jede Wellenform registriert.

Die App tastet mit 44,1 kHz ab (typische Audio-Sampling-Geschwindigkeit). Die tatsächliche Abtastrate kann je nach den Taktraten, die den Audioeingang steuern, variieren. Die tatsächlichen Abtastgeschwindigkeiten sind daher wahrscheinlich von Gerät zu Gerät unterschiedlich. Auch die Temperatur des Geräts kann die Taktrate in geringem Maße beeinflussen. Die maximal erfassbare Frequenz beträgt ~22kHz, wobei der Schwellenwert bei jedem Datenpunkt überschritten wird.

mAs-Meter

Meßinstrument zum direkten Erfassen der mAs während einer Röntgenaufnahme.

Die Messung erfolgt invasiv. Das Instrument wird im Generator erdnah in den Röhrenstromkreis geschaltet

mAs-Meter, analog

- Ballistisches Galvanometer oder Kriechgalvanometer
- Integrator + Voltmeter

Beim Fließen des Röhrenstromes durch den Widerstand R_1 wird eine stromproportionale Spannung über R_2 eingespeist, so daß sich ein Kondensator je nach der Größe des Röhrenstromes zeitabhängig auflädt.

⇒ Integrator

mAs-Meter, digital

Als digitales mAs-Meter eignet sich ein UF-Wandler (Spannungs-Frequenz-Wandler) mit einem Digital-Zähler.

mAs-Meter, elektronisch

Der Operationsverstärker IC 2 bildet einen virtuellen Ground und teilt die Versorgungsspannung von 9V in +4,5V und -4,5V.

IC 1 ist ein chopper-stabilsierter CMOS-OP mit geringem Offset-Fehler.

Ein Voltmeter an 3 und B soll bei 1000 mAs genau 1000 mV anzeigen, mit umgekehrter Polarität wie zwischen A und B.

Mit R2 läßt sich eine Toleranz des Kondensators von $\pm 10\%$ ausgleichen.

Nach Abschalten des Eingangssignals sinkt die Ausgangsspannung ab, mit $C_1 = 10 \mu$
 $C_1 = 1 \mu$.

S2 dient zum Reset auf 0Volt.

mAs-Produkt

Milliamperesekunden-Produkt

Produkt aus Röhrenstrom (mA) und Belichtungszeit (s).

Bei konstanter Röhrenspannung ist die gemessene Strahlendosis dem mAs-Wert proportional, also doppelte mAs-Werte führen zur doppelten Dosis.

mAs-Relais

Vorrichtung in Diagnostik-Röntgengeneratoren zur Schaltung einer bestimmten, im voraus festgelegten Elektrizitätsmenge (mAs-Produkt). Zu unterscheiden ist zwischen elektromechanischen und elektronischen mAs-Relais.

Das elektromechanische mAs-Relais arbeitet nach dem Prinzip eines Kriechgalvanometers (ballistisches G.).

Es besteht aus Magnetkern (Elektro- oder Permanentmagnet), Ankersystem und Kompensationseinrichtungen (z.B. zur Schützfehlerkompensation). Die Ausgangslage für den Ablauf des Ankersystems ist abhängig von dem einzustellenden mAs-Produkt.

Die Antriebskraft für den Ablauf des Ankersystems ist proportional dem durch die Ankerspule fließenden Röntgenröhrenstrom. Die Schaltzeit ergibt sich aus dem eingestellten mAs-Produkt und dem jeweils durch das Ankersystem fließenden Röhrenstrom. Bei Röhrenstromänderungen ändert sich auch die Drehgeschwindigkeit, so daß diese Schwankungen ausgeglichen werden.

Das elektronische mAs-Relais arbeitet nach dem Prinzip des Integrators, z.B. unter Verwendung eines Operationsverstärkers.

Beim Fließen des Röhrenstromes durch den Widerstand R_1 wird eine stromproportionale Spannung über R_2 eingespeist, so daß sich ein Kondensator je nach der Größe des Röhrenstromes zeitabhängig auflädt. Erreicht dessen Ausgangsspannung U_C einen bestimmten Wert, erfolgt über einen Schwellwertschalter die Abschaltung der Hochspannung durch ein Schaltschütz. An Diagnostik-Röntgengeneratoren werden anstelle des mAs-Relais auch Zeitschalter verwendet.

Prinzipschaltung eines elektronischen mAs-Relais

Maßanalyse

Titri-, Volumetrie, E: quantitative analysis

Quantitative chemische Analyse, indem der zu bestimmende gelöste Stoff mit einer bekannten Reagens-Lsg. (»Maßlösung«, meist Normallösung) in Gegenwart eines Indikators bis zum Endpunkt (Farbwechsel etc.) titriert wird.

Je nach Reaktion unterschieden z.B. als Azidi-, Alkali-, Jodo-, Oxidimetrie u. als Fällungsanalyse.

Masse

m, E: mass

Grundeigenschaft jeder Materie u. Ursache der Eigenschaften »Trägheit« u. »Gewicht« (»träge« bzw. »schwere M.«), die gemäß der allgemeinen Relativitätstheorie gleich sind (»Äquivalenzprinzip«); vgl. Dichte

SI-Einheit ist das Kilogramm; für atomare Massen gilt als Masseneinheit (ME bzw. AME) $1/16$ des Isotops ^{16}O ; als Einheit der chemischen Atomgewichtsskala galt bis 1960 das »Dalton«, seither gilt die »unified mass« (12. Teil der Masse von $^{12}\text{C} = 1,6604 \cdot 10^{-24}$ g).

Masseneinheit, atomare

u

Die atomare Masseneinheit ist durch den 12. Teil der Masse des Kohlenstoffisotops ^{12}C definiert (keine SI-Einheit).

früher

Es gilt:

Massendichte

Die Dichte ρ (Rho) ist der Quotient aus der Masse m eines Körpers und seinem Volumen V :

Sie wird meist in Gramm pro Kubikzentimeter angegeben, bei flüssigen Körpern ist auch die Einheit Kilogramm pro Liter üblich. Die Dichte ist durch das Material des Körpers bestimmt und als intensive Größe von seiner Form und Größe unabhängig.

Im Allgemeinen dehnen sich Stoffe mit steigender Temperatur aus, wodurch ihre Dichte sinkt. Eine Ausnahme bilden Stoffe mit einer Dichteanomalie wie z. B. Wasser.

Mit **-dichte** zusammengesetzte Wörter bezeichnen auch andere Größen, wie die Energiedichte oder Ladungsdichte, die auf das Volumen, manchmal aber auch auf eine Fläche, eine Länge, ein Frequenzintervall oder Anderes bezogen werden, siehe auch Dichte (Begriffsklärung).

Abgrenzung zu anderen Begriffen

- Während bei der Dichte die Masse im Verhältnis zum Volumen steht, gibt die Wichte die Gewichtskraft im Verhältnis zum Volumen an.

- Die relative Dichte ist das Verhältnis der Dichte zur Dichte eines Normals, also eine dimensionslose Größe.

Definiert werden diese Unterschiede in der DIN 1306 Dichte; Begriffe, Angaben.

Die Dichte ist eine Quotientengröße.

Messung der Dichte

Dichtebestimmung durch Auftrieb

Nach dem Prinzip von Archimedes erfährt ein vollständig in einem Fluid (einer Flüssigkeit oder in einem Gas) eingetauchter Körper eine Auftriebskraft, die gleich der Gewichtskraft des Volumens des verdrängten Stoffes ist. Um die zwei Unbekannten Dichte und Volumen zu bestimmen, sind zwei Messungen erforderlich.

Taucht man einen beliebigen Körper mit dem Volumen V_K vollständig in zwei Fluide mit bekannten Dichten ρ_1 und ρ_2 in, so ist die resultierende Kraft F_1 bzw. F_2 , welche mittels einer einfachen Waage messbar ist. Die gesuchte Dichte ρ_K des Körpers lässt sich wie folgt bestimmen.

Ausgehend von den Formeln für die Gewichtskraft F_G des Körpers und die Auftriebskraft F_{Ai} des Körpers in Fluid i

An einem eingetauchten Körper angreifende Kräfte

wobei g die Schwerebeschleunigung ist,

misst eine Waage für den in Fluid i eingetauchten Körper die Kraft

Nun kann man beide Gleichungen für die Fluide $i = 1,2$ nach dem Volumen V_K umformen und die entsprechenden Ausdrücke gleichsetzen. Nach weiteren Umformungen erhält man die Lösung:

Falls eine Dichte sehr viel kleiner als die andere ist, $\rho_1 \ll \rho_2$ (etwa bei Luft und Wasser), vereinfacht sich die Formel zu:

Falls man nur eine Flüssigkeit, z. B. Wasser mit Dichte ρ_1 hat, lässt sich stattdessen das Volumen des Körpers durch das Volumen des Wassers bestimmen, das bei vollständigem Eintauchen verdrängt wird, indem man beispielsweise den Überlauf aus einem vollen Gefäß mit einem Messzylinder misst.

Aus obiger Gleichung

erhält man durch Umformen

Nach dieser Methode bestimmte schon Archimedes die Dichte der Krone eines Königs, der bezweifelte, dass diese wirklich aus $\rho_{\text{Gold}} = 19320 \text{ kg/m}^3$ Gold bestehe (Auf dieser „Auftriebswägung“ von Flüssigkeiten be Waage).

Weitere Messmethoden

- Pyknometer, Dichtebestimmung von Festkörpern oder Flüssigkeiten durch Messen der verdrängten Flüssigkeitsvolumina
- Isotopenmethode, Dichtebestimmung durch Strahlungsabsorption
- Biegeschwinger, Dichtebestimmung durch Schwingungsmessung

Eine einfache Abschätzung der Dichte lässt sich mit der Girolami-Methode erhalten.

Dichte von Lösungen

Die Summe der Massenkonzentrationen der Bestandteile einer Lösung ergibt die Dichte der Lösung, indem man die Summe der Massen der Bestandteile durch das Volumen der Lösung teilt.

Dabei sind die m_i die einzelnen Teilmassen, V_i die einzelnen Teilvolumina und V das Gesamtvolumen.

Ortsabhängige Dichte

Mit dm werde die Masse in einem gewissen Kontrollvolumen dV bezeichnet. Bei stetig verteilter Masse kann man einen Grenzübergang durchführen, d. h. man lässt das Kontrollvolumen immer kleiner werden und kann so die Massendichte $\rho(x)$ durch

definieren. Die Funktion $\rho: \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}$ wird auch als **Dichtefeld** bezeichnet.

Für einen homogenen Körper, dessen Massendichte in seinem Inneren überall den Wert ρ_0 hat, ist die Gesamtmasse m das Produkt von Dichte und Volumen V , d. h.

es gilt:

Bei inhomogenen Körpern ist die Gesamtmasse allgemeiner das Volumenintegral:

über die Massendichte.

Die Dichte ergibt sich aus den Massen der Atome, aus denen das Material besteht und aus ihren Abständen. In homogenem Material, zum Beispiel in einem Kristall, ist die Dichte überall gleich. Sie ändert sich normalerweise mit der Temperatur und bei kompressiblen Materialien (wie z. B. Gasen) auch mit dem Druck. Daher ist beispielsweise die Dichte der Atmosphäre ortsabhängig und nimmt mit der Höhe ab.

Der Kehrwert der Dichte wird spezifisches Volumen genannt und spielt vor allem in der Thermodynamik der Gase und Dämpfe eine Rolle. Das Verhältnis der Dichte eines Stoffes zur Dichte im Normzustand wird als relative Dichte bezeichnet.

In der ersten Ausgabe der DIN 1306 Dichte und Wichte; Begriffe vom August 1938 wurde die Dichte im heutigen Sinn als mittlere Dichte genormt und die ortsabhängige Dichte in einem Punkt als Dichte schlechthin definiert: „Die Dichte (oder Körperdichte) ist der Grenzwert, dem die mittlere Dichte in einem den Punkt enthaltenden Volumen zustrebt, wenn man dieses so weit verkleinert denkt, dass es klein wird gegen die Abmessungen des Körpers, aber noch groß bleibt gegen die Gefügeeinheiten seines Stoffes.“ In der Ausgabe vom 1. August 1997 wurde die Dichte umbenannt mit der Erläuterung: „Körper bestimmt, dessen Abmessungen groß sind gegen

Mass-Radiography

Im englischsprachigen Schrifttum gelegentliche Bezeichnung für Röntgenreihenuntersuchung mittels Schirmbildphotographie.

Die Eindeutschung Massen-Radiographie hat sich nicht eingebürgert.

Massenschwächungskoeffizient

X-Ray Mass Attenuation Coefficients

Der Massenschwächungskoeffizient ist der Quotient aus dem Absorptionskoeffizienten und der Dichte des jeweiligen Materials. Wie der lineare Absorptionskoeffizient drückt er aus, wie stark elektromagnetische Strahlung abhängig von ihrer Photonenenergie beim Passieren eines Materials gedämpft wird. Seine Dimension ist Fläche/Masse, die übliche Einheit cm^2/g .

Der Massenschwächungskoeffizient μ/ρ beschreibt die Dämpfung beim Durchdringen eines Materials in Abhängigkeit der Photonenenergie. Dabei handelt es sich um den Quotienten aus dem Schwächungskoeffizient μ und der Dichte des Materials. Der Schwächungskoeffizient setzt sich aus fünf verschiedenen Größen zusammen, welche für unterschiedliche Wechselwirkungen in der Materie stehen:

Hierbei steht μ_{cl} für den Photoabsorptionskoeffizienten, μ_{in} gibt den Anteil der inelastischen Wechselwirkung mit einem Hüllenelektron des Absorbentmaterials, dem sogenannten Comptoneffekt, wieder. Der Koeffizient μ_{sc} steht für die klassische Streuung. Da bei diesem Prozess ein Photon der gleichen Energie abgegeben wird, wird lediglich das primäre Photon absorbiert, eine Energieübertagung auf das Material findet nicht statt. Photonen

großer Energien werden durch Paar- (k_{paar}) und Triplettbildung (k_{tripl}) absorbiert. Dieser Effekt tritt erst im Bereich von MeV auf.

Für die Absorption im Energiespektrum der Röntgenstrahlung überwiegt hauptsächlich der Photoeffekt und bei leichteren Elementen der Compton Effekt. Der Zusammenhang zwischen Z-Nummer, Dichte und Energie der einfallenden Photonen wird für den Photoeffekt durch

und für den Compton Effekt durch

beschrieben. Die Bedeutsamkeit der Z-Nummer für den Photoeffekt wird durch die Potenz Z^4 deutlich. Dadurch ergibt sich bei der Absorption von Röntgenstrahlung der große Vorteil von Elementen mit hohen Ordnungszahlen. CdTe hat mit einer durchschnittlichen Ordnungszahl von $Z=50$ ein wesentlich besseres Absorptionsvermögen als andere typische Detektormaterialien wie etwa GaAs ($Z = 32$) oder Si ($Z = 14$). Insbesondere für die angestrebte Verwendung als dünne Schicht besitzt hier CdTe einen erheblichen Vorteil.

Die exponentielle Abnahme der anfänglichen Intensität I_0 wird durch das Lambert-Beersche Gesetz beschrieben:

$$I = I_0^{(\mu \cdot d)}$$

Dabei ist μ der lineare Schwächungskoeffizient und d die Eindringtiefe ins Material.

Der Massenschwächungskoeffizient μ/ρ (ρ : Dichte) wird in der Praxis oft vor μ bevorzugt, weil er in einem großen, für Gammastrahlung wichtigen Energiebereich fast konstant und auch für viele Materialien ähnlich ist. Auch erlaubt er es, eine von der gewöhnlichen abweichende Dichte zu berücksichtigen. Oberhalb von 2 MeV liegt er in der Größenordnung von $0,05 \text{ cm}^2/\text{g}$.

Mit dem Massenschwächungskoeffizienten ausgedrückt muss im Lambert-Beerschen Gesetz statt der Eindringtiefe die M verwendet werden.

μ / ρ : Massenschwächkoeffizient
 : Dichte .

Massenschwächungskoeffizienten μ/ρ [cm^2/g]

Die Abschwächung kommt oberhalb 1 MeV überwiegend durch Comptonstreuung und Paarbildung zustande. Bei niedrigeren Energien dominiert dagegen die Absorption durch den Photoeffekt, schwach überlagert durch Rayleigh-Streuung.

Der Massenschwächungskoeffizient für den Photoeffekt allein hängt außer vom Material stark von der Energie bzw. der Wellenlänge der Röntgenstrahlen ab.

Absorptionskanten.

Z ist die Protonenzahl des Atomkerns, die Werte von Material und der Wellenlänge abhängt. Er ändert sich jeweils an den

Massenschwächungskoeffizient von Eisen (schwarze Kurve).

Die farbigen Kurven zeigen die Anteile der einzelnen Effekte. Bei etwa 7 keV ist eine deutliche Absorptionskante sichtbar.

Massenschwächungskoeffizient verschiedener Leuchtstoffe

Massenschwächungskoeffizient von Wasser

Massenspektrograph

Gerät zur Bestimmung der einzelnen Massen in einem Isotopengemisch.

Ein Ionenstrahl läuft auf gekrümmter Bahn durch ein konstantes elektr. und magnet. Feld, das Ionen verschiedener spezif. Ladung auf verschiedene Stellen einer Photoplatte fokussiert.

Dabei werden die aus einem Kanalstrahlrohr kommenden Ionen in elektrischen und Magnetfeldern entsprechend ihren unterschiedlichen e/M -Verhältnissen getrennt und photographisch registriert

e Elementarladung = Ladung eines Elektrons

M Massenzahl des Isotops

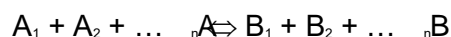
Massenwirkungsgesetz

E: law of mass action

Gesetz, mit dem Bedingungen für die Einstellung chemischer Gleichgewichte erfaßt werden.

Besagt, daß umkehrbare Reaktionen, abhängig von Temperatur u. Druck, dann - äußerlichen - Stillstand erreichen (= dynamisches Gleichgewicht), wenn der Quotient aus dem Produkt der Konzentrationen der Reaktionsprodukte u. dem der Konzentrationen der Ausgangsstoffe einen charakteristischen Zahlenwert (= Gleichgewichtskonstante; Symbol: K) erreicht, der dem Quotienten der Geschwindigkeitskonstanten (k) für die Hin- (k_{hin}) u. die Rückreaktion ($k_{\text{rück}}$) entspricht.

Lautet die Reaktionsgleichung:



so gilt für das Gleichgewicht folgende Formel (eckige Klammern [] bedeuten die Konzentration des betreffenden Stoffes):

Massenzahl

Nukleonenzahl, M , E: mass number

Summe der Protonen und Neutronen im Atomkern. Die M . wird links oben an das Symbol für das betreffende Element geschrieben, z.B. ^{12}C

Sie ist gleich der auf volle Einheiten abgerundeten relativen Atommasse.

Maßsystem, physikalisch-technisches

Ältere Bezeichnung des Internationalen Einheitensystems (SI) \Rightarrow SI-Einheiten

Maßsystem, technisches

Geht von den Grundeinheiten von Länge, Kraft und Zeit, m (Meter), kp (Kilopond) und s (Sekunde), aus. Ersetzt durch das Internationale Einheitensystem SI-Einheiten

Materialäquivalenz

Ein Material A ist bezüglich der Wechselwirkung mit ionisierender Strahlung dem Material B äquivalent, wenn es folgende Bedingungen erfüllt:

1. Gleiche \Rightarrow Energieumwandlungskoeffizienten, wahre Absorptionskoeffizienten:

Diese stimmen im wesentlichen dann überein, wenn die effektive \Rightarrow Ordnungszahl beider Materialien übereinstimmt.

2. Gleicher differentieller Energieverlust dE/dx

3. Gleiches Streuvermögen für Elektronen, charakterisiert durch den mittleren quadratischen Streuwinkel

\Rightarrow Gewebeäquivalenz, Luftäquivalenz

Materialunschärfe

Innere Unschärfe

Der Anteil an der Bildunschärfe, der durch die Eigenschaften des benutzten Bildwandlers verursacht wird (z.B. Diffusionslichthof bei Filmen, Lichtstreuung in Folien und Leuchtschirmen).

Der Begriff M. wird zur Unterscheidung von der Bewegungsunschärfe und der geometrischen benutzt.

Besser ist die Anwendung der Modulationsübertragungsfunktion.

\Rightarrow Filmunschärfe, Folienunschärfe

Matrix

Zahlenschema mit einer zeilen- und spaltenweisen Anordnung der Zahlen.

Bei einigen Abbildungsverfahren der Radiologie (z.B. Computertomographie) die Anordnung der das Bild aufbauenden Schwächungswerte (Bildelemente, Pixel), z.B. in 512x512 Zeilen und Spalten (Bildmatrix).

Matroschka Strahlungsmessung

Matroschka (nach den gleichnamigen russischen Holzpuppen, engl. Matroshka) ist der Name eines Experiments der Europäischen Weltraumorganisation (ESA) und des Deutschen Zentrums für Luft- und Raumfahrt (DLR) zur Messung der Strahlungsbelastung eines Menschen auf der Internationalen Raumstation (ISS) in 300 km Höhe.

Matroschka ist ein in Scheiben zerlegbares, menschengroßes Phantom, dessen Komponenten eine ähnliche Strahlenempfindlichkeit zeigen wie die Organe eines Menschen. Es ist 68 kg schwer, 1,1 m hoch und hat einen Durchmesser von 60 cm. Es enthält echte menschliche Knochen und Kunststoffe, die das Absorptionsverhalten menschlicher Organe nachahmen. In die Scheiben eingelassen sind ca. 600 Sensoren. Eine äußere Karbonfaserstruktur umhüllt das Phantom. Es ist von einer Sauerstoffatmosphäre umgeben.

Die Matroschka-Puppe wurde am 24. Januar 2004 mit einem Progress-Raumerschiff zur ISS transportiert und vom 15. März 2004 bis 18. August 2005 außerhalb der ISS angebracht, um dort die Strahlenbelastung zu messen (MRT-1). Ab Dezember 2005 setzte man die Messungen im Inneren der ISS fort (MTR-2). Das Phantom kehrte 2009 zur Erde zurück.

Bedingt durch die Kombination verschiedenster Teilchen- und Photonenstrahlung mit unterschiedlicher Energie und linearem Energietransfer (LET) ist die Dosimetrie im Weltraum schwierig; der Körper wird

nicht homogen belastet. Das Matroschka-Phantom erhielt außerhalb der Station 0,9 mGy/d auf der Oberfläche (Haut) und 0,2–0,4 mGy/d im Bereich der tieferen Organe. Die Äquivalentdosis betrug 1,3 mSv/d außerhalb der Station und ca. 0,5 mSv/d innerhalb; zum großen Teil entstand die Exposition während der Durchtrittszeiten durch die Südatlantische Anomalie. Zum Vergleich: die natürliche Hintergrundstrahlung auf der Erdoberfläche liegt in Deutschland bei ca. 0,006 mSv/d.

MAVIG

MAVIG entwickelt und produziert Medizinprodukte, Tragsysteme und persönliche Schutzausrüstung (Röntgenschutzkleidung), die in Kliniken und Arztpraxen weltweit zum Einsatz kommen.

- 1921 Hervorgegangen ist das Unternehmen aus der am 1. Oktober 1921 in Leipzig gegründeten Firma F. Walter Hänel. Von Anfang an werden die Produkte (Röntgenstrahlen- und Schweißerschutz) gefertigt.
- 1927 Erich Stoian kauft von Walter Hänel die kleine Firma mit 4 Angestellten. Bis zum Ausbruch des 2. Weltkriegs werden weiterhin Röntgen- und Schweißerschutz gefertigt
- 1939-1945 Während des Krieges liegt der Schwerpunkt auf Schweißerschutz. Kriegsbedingt (Bombentreffer) zieht die Firma mehrfach um, kann aber die Produktion immer wieder fortführen.
- 1945-1953 Die Firma nimmt Produktion und den internationalen Vertrieb von Röntgenschutz wieder auf. 1953 flüchtet die Familie nach München. Hier wurde ab 1948 ein kleines Büro mit Produktion betrieben.
- 1954-1983 Firma F. Walter Hänel bezieht eine Werkstatt in München in der Au. Das Firmengelände wird durch Anmietung weiterer Flächen im Laufe der Jahre immer größer. Die USA avancieren ab Mitte der 1960er zum Kernmarkt außerhalb Deutschlands.
- 1983 Auf dem neuen Werksgelände wird im Industriegebiet München-Moosfeld der Grundstein für den heutigen Sitz des Unternehmens gelegt. Auf gut 6.000 qm Fläche erstrecken sich moderne Fertigungs- und Verwaltungsräumlichkeiten, welche Platz für Weiterentwicklung und Innovation geben.
- 1999 Umfirmierung: aus F. Walter Hänel GmbH wird MAVIG GmbH; der Produktname wird nunmehr auch der Firmenname.
- 2000 Weltweite Expansion, Gründung von Vertriebsniederlassungen u.a. in China, Benelux, Frankreich, Skandinavien.
- 2006 MAVIG entwickelt und vertreibt das weltweit erste praxistaugliche konfokale Laserscanmikroskop
- 2013 Zukauf der Pausch Medical GmbH.

Maxillographie

Röntgendarstellung der Kieferhöhlen nach Auffüllen mit wasserlöslichem Kontrastmittel.

Die M. dient dem Nachweis von Tumoren, Zysten der Kieferhöhle.

Wird durch die Computertomographie ersetzt.

Maximaldosis

Dosis maxima

maximum dose

Höchstdosis eines Arzneimittels, deren Überschreitung bei Rezeptur mit »!« kennzeichnungspflichtig ist (für BTM s.u. Höchstmenge); im Deutschen Arzneibuch (DAB) festgelegt.

maximum permissible dose

höchstzugelassene Strahlendosis; Personendosis

Maximal zulässige Strahlendosen

MZD, Maximal zulässige Äquivalentdosis

Überholter Begriff, ersetzt durch ⇒ Grenzwerte

Maximale Betriebsspannung der Röntgenröhre

DIN 6814

Die maximale Röntgenröhren-Betriebsspannung für eine Röntgeneinrichtung ist die höchste zugelassene Röntgenröhrenspannung, die auf einen Wert begrenzt ist, der nicht größer als die Röntgenröhren-Nennspannung ist.

Maxwell

M, Mx

Nach dem engl. Physiker James Clerk M. (1831–1879) benannte Einheit für den magnetischen Fluß

Mayneord-Kurve

Die Bestrahlung von Luft mit einem Röntgen entspricht bei Elektronengleichgewicht einer Energiefluenz

Darin bedeutet: μ_{tr} den Massen-Energieumwandlungskoeffizienten von Luft.

Trägt man diese Energiefluenz als Funktion der Quantenenergie auf, erhält man die M. (Für Fluenz wurde gelegentlich in der Literatur auch die Bezeichnung Fluß verwendet.) Da die Gesamtenergie gleich der Anzahl Z der Quanten mal der Quantenenergie $h \cdot \nu$ ist, erhält man aus der M. durch Division der Ordinatenwerte durch die Quantenenergie die Anzahl der Quanten je Quadratmeter und Röntgen.

⇒ Kerma, Fluenz

Energiefluenz je Röntgen (linke Skala) und Zahl der Photonen (rechte Skala) als Funktion der Quantenenergie

McLeod-Messgerät

Ein McLeod-Manometer ist ein wissenschaftliches Instrument zur Messung sehr niedriger Drücke, bis hinunter zu 10^{-6} Torr. Es wurde 1874 von Herbert McLeod (1841-1923) erfunden. McLeod-Messgeräte wurden früher üblicherweise an Geräten angebracht, die unter Vakuum arbeiten, wie z.B. Lyophilisatoren. Heute sind diese Messgeräte jedoch weitgehend durch elektronische Vakuummessgeräte ersetzt worden.

Das Design eines McLeod-Messgeräts ähnelt in gewisser Weise dem eines Quecksilber-Säulenmanometers. Typischerweise ist es mit Quecksilber gefüllt. Bei unsachgemäßer Verwendung kann dieses Quecksilber austreten und das an das Manometer angeschlossene Vakuumssystem kontaminieren.

Symbol des McLeod-Manometers nach ISO 3753-1977 (E)

McLeod-Messgeräte arbeiten, indem sie ein Gasprobenvolumen aus einer Vakuumkammer ansaugen, es dann durch Kippen komprimieren und mit Quecksilber füllen. Der Druck in diesem kleineren Volumen wird dann mit einem Quecksilbermanometer gemessen, und bei Kenntnis des Verdichtungsverhältnisses (das Verhältnis von Anfangs- und Endvolumen) kann der Druck des ursprünglichen Vakuums durch Anwendung des Boyleschen Gesetzes bestimmt werden.

Diese Methode ist für nicht kondensierbare Gase, wie Sauerstoff und Stickstoff, ziemlich genau. Kondensierbare Gase wie Wasserdampf, Ammoniak, Kohlendioxid und Pumpöl-Dämpfe können jedoch im Niederdruckbereich der Vakuumkammer in gasförmiger Form vorliegen, kondensieren jedoch, wenn sie durch das McLeod-Manometer komprimiert werden. Das Ergebnis ist eine fehlerhafte Anzeige, die einen viel niedrigeren Druck anzeigt, als tatsächlich vorhanden ist. Eine Kühlfalle kann in Verbindung mit einem McLeod-Messgerät verwendet werden, um diese Dämpfe zu kondensieren, bevor sie in das Messgerät gelangen.

Das McLeod-Manometer ist einfach zu bedienen und seine Kalibrierung ist für alle nicht kondensierbaren Gase nahezu gleich. Das Gerät kann manuell bedient und die Skala visuell abgelesen werden, oder der Prozess kann auf verschiedene Weise automatisiert werden. Zum Beispiel kann ein kleiner Elektromotor die Baugruppe periodisch drehen, um eine Gasprobe zu sammeln. Befindet sich ein feiner Platindraht im Kapillarrohr, so zeigt sein Widerstand die Höhe der Quecksilbersäule um ihn herum an.

Ein McLeod-Messgerät aus Glas, aus dem Quecksilber abgelassen wurde

Moderne elektronische Vakuummessgeräte sind einfacher zu bedienen, weniger zerbrechlich und stellen keine Quecksilbergefahr dar, aber ihre Anzeige hängt stark von der chemischen Beschaffenheit des zu messenden Gases ab, und ihre Kalibrierung ist instabil. Deshalb werden McLeod-Messgeräte weiterhin als Kalibrierstandard für elektronische Messgeräte verwendet.

McMillan

Edwin Mattison, * Redondo Beach (Calif.) Physiker.. 1907
Entdeckte das Neptunium und das Plutonium; entwickelte das Prinzip des Synchrotrons.
Nobelpreis für Chemie 1951 (mit G.T. Seaborg).

Meatographie

Röntgenologische Darstellung der Nn. facialis und stato acusticus in Höhe des Meatus acusticus internus und inneren Gehörganges.

Indikationen:

Tumoren im Kleinhirnbrückenwinkel wie Akustikusneurome, Tumoren im inneren Gehörgang.

Methode:

Nach Lumbalpunktion und Luft-Liquor-Austausch von 2–5 ml wird durch Schräglagerung des Patienten das Eindringen der Luft in die Kleinhirnbrückenwinkel-Zisterne angestrebt.

Luft- Zisternographie, Pneumographie.

Gegenüber den in früheren Jahren angefertigten röntgenologischen Spezialaufnahmen hat sich heute die Kombination mit der Computertomographie als aussagekräftiger erwiesen und allgemein durchgesetzt.

Mechanische Schutzmaßnahmen am Patienten

Diese haben für das Kleinhalten der Strahlenexposition der Patienten gegenüber früheren Vorstellungen erheblich an Bedeutung verloren.

Sie haben überhaupt nur noch dort eine gewisse Berechtigung, wo größere Körperabschnitte, die nicht Gegenstand der Untersuchung sind, zwangsläufig im Nutzstrahlenkegel liegen müssen. Das ist insbesondere bei einem Teil der Zahn-Röntgendiagnostik der Fall, so daß die den Rumpf abdeckende Patientenschutzschürze in diesem Fall immer noch erforderlich ist.

Die Anwendung eines Hoden- oder Gonadenschutzes ist dagegen, auch wenn die Gonaden im Nutzstrahlenkegel liegen, aus verschiedenen Gründen sehr zweifelhaft geworden. Dies beruht zum Teil darauf, daß sich die Bewertung genetischer Strahlenwirkungen in den letzten Jahrzehnten doch erheblich verändert hat, insbesondere soweit es sich um das individuelle Risiko handelt. Weiterhin ist der Anteil derjenigen Fälle, in denen der männliche oder weibliche Gonadenschutz die Diagnostik beeinträchtigt, verhältnismäßig groß und nicht immer vorhersehbar.

Auch hat sich herausgestellt, daß die Einsparung an Strahlenexposition durch Vermeidung von überflüssigen Untersuchungen und Kleinhalten der Dosis pro Untersuchung wesentlich größer als die durch mechanische Abdeckmaßnahmen ist.

Die Abdeckung von Körperteilen außerhalb des Nutzstrahlenkegels mit Bleigummi ist sinnlos, da der von außen eintretende Streustrahlenanteil gegenüber der im Körper selbst entstehenden und unvermeidlichen Streustrahlung vernachlässigt werden kann.

Mediastinographie

E: mediastinography

Darstellung des Mediastinums (Raum zwischen beiden Lungen) durch Injektion eines negativen Kontrastmittels, entweder direkt in das Mediastinum oder durch Verlagerung von in den Bindegewebsraum vor dem Steißbein eingebrachten negativen Kontrastmitteln.

Das Verfahren wird durch die Computertomographie ersetzt.

⇒ Pneumomediastinum, Pneumoretroperitoneum

Mediastinum

Mittelfellraum, latein. = in der Mitte Stehendes, E: mediastinum

Der median u. paramedian im Brustkorbraum (Cavitas thoracis) zwischen beiden Brustfellhöhlen (Cavitates pleurales) gelegene Raum (= Cavum mediastinale), der - von der Brustwirbelsäule u. dem Brustbein begrenzt - von der oberen Thoraxapertur bis zum Zwerchfell reicht u. Brusteingeweide enthält.

Als oberes M. (M. superius) der Raum oberhalb des Herzens, als unteres M. (M. inferius) der das Herz beherbergende Teil; letzteres unterschieden als vorderes, mittleres u. hinteres M. (zwischen vorderer Brustwand u. Herzbeutel bzw. der herzbeutelumschlossene Raum bzw. der Raum zwischen Herzbeutel u. Wirbelsäule).

Medicus

latein. Arzt

medio

medi...; Wortteil »Mitte«, »mittlerer«, »Media«

Medipix

Bei dem Medipix-Detektor handelt es sich um einen direkt konvertierenden Halbleiterdetektor. Röntgenstrahlung erzeugt in der Halbleiterschicht freie Ladungsträger, die in einem elektrischen Feld zu den Elektroden wandern. Diese Ladungen beeinflussen in den Elektronik verarbeitet wird.

Herzstück des Medipix-Detektors ist die Detektorelektronik, der sogenannte **Application Specific Integrated Circuit** (ASIC). Dieser ASIC besteht aus unabhängigen elektronischen Zellen, den Pixeln. Jeder Pixel enthält eine vollständige Detektorelektronik. Zusammen mit der Sensorschicht ist der gesamte Chip ein Array aus vielen Einzeldetektoren, die sich die Steuer- und Ausleseelektronik sowie die Spannungsversorgung teilen. Die große Zahl der unabhängigen Pixel führt zu einem hohen Dynamikbereich im detektierbaren Fluss. Die wichtigste Eigenschaft des Medipix ist aber, dass er zählend arbeitet. Das Eingangssignal eines Ereignisses wird im Pixel verstärkt und mit freidefiniert. Jeder Pixel verfügt über einen internen Zähler, der bei Ereignissen innerhalb der gesetzten Schwellen inkrementiert wird. Diese frühe Digitalisierung im Pixel ist ein deutlicher Vorteil gegenüber integrierenden Systemen, die mit Dunkelströmen und Rauschen zu kämpfen haben. Zudem bieten die einstellbaren Schwellen die Möglichkeit, Energieinformation bei der Bildgebung zu nutzen.

Der Medipix-Auslesechip ist ein photonenzählender Pixel-Hybriddetektor, entwickelt von einer internationalen Kollaboration. Der Detektor besteht aus einer Sensorschicht, welche elektromagnetische Strahlung in Elektron-Loch-Paare umwandelt und einem Auslesechip, welcher mittels der Flip-Chip-Montage mit der Sensorschicht verbunden wird. Die Medipix2-, Timepix- und Medipix3-Auslesechips unterscheiden sich in ihrer Elektronik, sodass diese in verschiedenen Modi betrieben werden.

[Blockschaltbild der Elektronik eines Pixels des Medipix-ASIC. Die Elektronik teilt sich in einen analogen Teil, einen digitalen Teil und einen Ausleseteil. Der digitale Teil ist bei Medipix1 \(oben\) und Medipix2 \(unten\) unterschiedlich.](#)

Der Medipix-Auslesechip besteht aus einer Matrix von $256 \cdot 256$ identischer Photonen zählender Pixel. Jeder einzelne Pixel hat eine Fläche von $55 \cdot 55 \mu\text{m}$ woraus eine aktive Fläche von $14,08 \cdot 14,08 \text{ mm}$ bzw. von $1,98 \text{ cm}^2$ resultiert. Die Oberfläche des Chips ist passiviert, wobei jeder Pixel eine $20 \mu\text{m}$ breite, achteckige Öffnung in der Passivierung besitzt um die Sensorschicht mittels Flip-Chip-Montage mit dem Chip zu verbinden.

Größere aktive Detektorflächen können erreicht werden indem mehrere Chips nebeneinander platziert werden. Hierfür wurden die Randbereiche auf ein Minimum reduziert und die gesamte Peripherie des Chips wurde auf die Unterseite gelegt. Der 2 mm breite pixelfreie Bereich dient unter anderem auch zur Kontaktierung des Chips mittels Wirebonding und wird als Auslestreifen bezeichnet.

Der Medipix-Auslesechip ist ein CMOS-basierter Chip, wobei jeder Pixel aus über 500 Einzeltransistoren besteht. Ladungsträger, welche an einem einzelnen Pixel über die Passivierungsöffnungen in den Chip gelangen, werden zunächst verstärkt und die Spannung wird mit zwei Grenzwerten verglichen. Liegt die Ladung zwischen den Schwellenwerten, wird diese in einem digitalen Zähler als eingetretenes Event, demnach Auftreffen eines Photons in einem gewissen Energiebereich, gezählt. Zum Auslesen wird eine Pixelreihe zusammengeschaltet und die Zählraten aller Pixel werden ausgelesen.

Hybrid-Halbleiterdetektoren bestehen aus einer Sensorschicht, welche elektromagnetische Strahlung absorbiert und einer Ausleseelektronik wie dem Medipix-Auslesechip. Somit kann der Chip mit verschiedenen Materialien verwendet werden, wobei meist Si, GaAs und CdTe Verwendung finden. Die Sensorschichten werden auf der Chip-Seite mit einer pixelierten Kontaktstruktur versehen, um einen definierten Sensorbereich mit einem einzelnen Pixel zu versehen. Die Pixelkontakte des Chips werden mit den Kontakten auf der Sensorschicht mittels dem C4-Verfahren verbunden. Auf jedem einzelnen Pixelkontakt wird ein Lötcontact mittels Photolithographie platziert und durch Aufschmelzen wird eine Lötkegel erzeugt über welche Sensor und Chip miteinander verschweißt werden.

Detektoren der Medipix-Familie werden als photonenzählende Detektoren und als bildgebende Detektoren verwendet. Im sogenannten Medipix Auslesemodus werden einzelne Photonen gezählt. Dabei werden nur Impulse gezählt, die über der eingestellten unteren Energieschwelle liegen. Wenn diese Schwellen

le oberhalb der Rauschkante gesetzt wird, ist ein Zählen der einzelnen Photonen möglich. Der Timepix Chip besitzt zwei weitere Messmodi, (Timepix) die "Timepix" Modus. Dabei wird die Höhe des Pulses bzw. die Zeit bestimmt, die der Puls über der Energieschwelle liegt. Aus der Höhe bzw. der Zeit kann auf die Energie des einfallenden Photons zurückgeschlossen werden.

Typische Anwendungen sind einzelne Photonen-zählung und energieaufgelöste Photonen-zählung. Des Weiteren ist durch bildliche Darstellung der Zählraten der einzelnen Pixel eine Bildgebung möglich. Durch das Zusammensetzen mehrerer Medipix-Detektoren können größere aktive Detektorflächen erreicht werden. Die Erstellung energieaufgelöster Röntgenbilder erfolgt mit dem Medipix3-Auslesechip wesentlich effektiver, da hier unterschiedliche Energieschwellen für die einzelnen Pixel verwendet werden können. Mit einer einzelnen Aufnahme werden bis zu vier verschiedene Energiebereiche aufgenommen und können als Farbbild wiedergegeben werden.

Medipix-1 war das erste Modell der Medipix-Familie. Es hatte 64x64 Pixel mit 170 µm Abstand. Die Pixel enthielten einen Komparator (Schwellwert) mit 3-bit pro Pixel Offset-Anpassung. Der minimale Schwellenwert lag bei ~5,5 keV. Die Zählertiefe betrug 15-bit. Die maximale Zählrate pro Pixel betrug 2 MHz pro Pixel.

Medipix-2 ist der Nachfolger von Medipix-1. Der Pixelabstand wurde auf 55 µm reduziert und die Pixelanordnung besteht aus 256x256 Pixeln. Jedes Pixel hat zwei Unterscheidungsebenen (obere und untere Schwelle), die jeweils einzeln in Pixeln unter Verwendung eines 3-Bit-Offsets einstellbar sind. Die maximale Zählrate beträgt etwa 100 kHz pro Pixel (jedoch in Pixeln mit 9x kleinerer Fläche im Vergleich zu Medipix-1).

Medipix-2 MXR ist eine verbesserte Version des Medipix-2-Geräts mit besserer Temperaturstabilität, Überlaufschutz für den Pixelzähler, erhöhter Strahlungshärte und vielen anderen Verbesserungen.

Timepix ist ein Modell, das konzeptionell von Medipix-2 abstammt. Es fügt den Pixeln zwei weitere Modi hinzu, zusätzlich zur Zählung der detektierten Signale: Zeit-über-Schwellenwert (TOT) und Ankunftszeit (TOA). Die detektierte Impulshöhe wird im TOT-Modus im Pixelzähler aufgezeichnet. Der TOA-Modus misst die Zeit zwischen Auslösung und Ankunft der Strahlung in jedem Pixel.

Medipix-3 hat eine bessere Energieauflösung durch Echtzeitkorrektur der Ladungsteilung. Der Pixelabstand bleibt gleich (55 µm) sowie die Pixel-Array-Größe (256x256). Es verfügt auch über mehrere Zähler pro Pixel, die in mehreren verschiedenen Modi verwendet werden können. Dies ermöglicht eine kontinuierliche Auslesung und bis zu acht Energieschwellenwerte.

Bisherigen Chips nutzten das Frame-basierte Auslesen, d.h. die gesamte Pixelmatrix wurde auf einmal ausgelesen. Timepix-3 hat eine ereignisbasierte Auslesung, bei der die in Pixeln aufgezeichneten Werte unmittelbar nach dem Treffer zusammen mit den Koordinaten des getroffenen Pixels ausgelesen werden. Der Chip erzeugt einen kontinuierlichen Datenstrom und nicht eine Folge von Einzelbildern.

Der Timepix-Chip hat die Fähigkeit, die Trefferamplitude gleichzeitig mit der Ankunftszeit zu messen. Auch andere Parameter wie Energie und Zeitauflösung wurden im Vergleich zum ursprünglichen Timepix-Chip verbessert.

Medipix 1

Die Medipix1-Zusammenarbeit entstand in den 1990er Jahren, als das Potenzial der neuen Technologie für eine rauschfreie Einzelphotonen-Zählung demonstriert wurde.

Der photonenzählende Medipix-1-Auslesechip leitet sich aus den vorangegangenen Arbeiten der R&D-19-Kollaboration der Europäischen Organisation für Kernforschung (CERN) zu Hybrid-Detektoren für die Hochenergie-Teilchenphysik ab und kann mit unterschiedlichen Konversionsmaterialien hybridisiert werden. Der Chip wurde im Rahmen des Medipix-Projektes am CERN mit den Kollaborationspartnern Universität Freiburg, Universität Glasgow und dem INFN Pisa in SACMOS-1-Technologie¹ entworfen und hergestellt.

Der ASIC des Medipix1 verfügt über 4096 Pixel, die quadratisch (64 × 64) angeordnet sind. Der Pixelabstand beträgt 170 µm. Der ASIC hat eine Fläche von 1,4 cm², wovon 1,2 cm² als Detektorfläche genutzt wird. Der ASIC selbst ist in 1 µm Complementary Metal Oxide Semiconductor (CMOS) Technologie ausgeführt. Die Zählertiefe beträgt 15 bit. Die Elektronik verwendet positive Ladungen als Eingangsladung. Als Sensorschichten wurden Silizium und Galliumarsenid auf den Chip aufgebracht. Galliumarsenid lieferte aufgrund der schlechteren Mobilität der Löcher im Vergleich zu den Elektronen nur teilweise gute Ergebnisse. Das Material konnte nicht vollständig verarmt werden, Ladungen wurden lokal gebunden (engl. Trapping) und die Lebenszeit der Ladungen war, im Vergleich zu der Driftzeit, zu gering.

Zur Auslese wurde für Medipix1 eine Elektronik mit Namen Muros2 verwendet. Als Steuersoftware wurde Medisoft in verschiedenen Versionen verwendet. Medipix1 wurde von Medipix2 abgelöst. Das erste Modell der Medipixreihe findet kaum noch Verwendung

Jede der schematisch dargestellten Auslesezellen der Matrix beinhaltet einen ladungsempfindlichen Vorverstärker mit Leckstromkompensation, einen Komparator mit einer extern einstellbaren globalen Schwelle und einen 15-Bit-Zähler. Darüber hinaus besitzt jede der Zellen ein fünf Bit großes Register, das die Schaltung einer Maskierung, eines Test-Eingangs und einer individuellen Schwelleneinstellung (über drei Bit) ermöglicht.

Die Spanne der drei Bit zur lokalen Angleichung der Threshold wird durch einen extern gelieferten Strom bestimmt. Das Eingangsruschen der Pixelzellen beträgt $170 e^-$ rms. Bei dem kleinsten nominalen Threshold von $1400 e^-$ weisen die Zellen vor der Angleichung eine Verteilung der Thresholds von $350 e^-$ auf. Durch Angleichung kann die Abweichung bis hinab zu $80 e^-$ rms reduziert werden.

Die im Volumen des Konversionsmaterials über dem Pixelkontakt erzeugten positiven Ladungsträger werden über den Lotbump und den Pixelkontakt auf den ladungsempfindlichen Vorverstärker geleitet und das verstärkte Signal mit der am Komparator eingestellten Schwelle verglichen. Bei Überschreiten des eingestellten Schwellwertes sendet der Komparator bei *low*-Signal des *Shutters* dann einen Puls zum Takt des Zählers (counter). Bei *high*-Signal am *Shutter* wird die *feedback loop* des Zählers unterbrochen und durch einen externen Takt auf serieller Weise das Verschieben des Inhalts der Zähler möglich.

Jeder Vorverstärker einer Pixelzelle kann über den jeweiligen Bump-Bond seiner Pixelzelle die positiven Ladungsträger des verbundenen Detektorpixels oder durch das gesetzte Testbit Signale eines externen Pulsers über eine Testkapazität aufnehmen. Bei Messungen zur maximalen Zählrate der Pixel konnten die Pixel ohne einen Verlust an zu registrierenden Ereignissen mit bis zu 2 MHz gepulst werden.

Durch die in den Zählern verwendeten statischen Flip-Flops besteht keine Notwendigkeit für ein Refresh-Signal. Somit können die Daten langsam über große Zeiträume gesammelt werden oder vor der Auslese lange Zeit gespeichert bleiben.

Die Auslese der Daten geschieht in einem speziellen Modus des Medipix-1-Chips. Über das Shutter-Bit wird dieser zwischen dem Zählmodus und Datentransfermodus umgeschaltet. Der Betrieb der Datenleitungen kann lesend und schreibend erfolgen. Während dieser Zeit können jedoch keine Photonen gezählt werden.

Für das Auslesen der Zählstände werden die 15 Bit-Zähler jedes der 64 Pixel einer Spalte zu einem 64×15 Bit großen Schieberegister verbunden. Die Übertragung der Zählstände von jeweils 16 Spalten erfolgt, indem die Zählstände bitweise aus den sechzehn 64×15 -Bit-Schieberegistern auf einen 16-Bit-Bus verschoben werden. Durch die Verwendung eines 4fach-Multiplexers werden nacheinander alle vier 16-Spaltenblöcke ausgelesen. Für die Übertragung der Zählerstände aller 4064 Pixel, d.h. eines Bildes, werden damit $64 \times 15 \times 4$ Taktzyklen und bei einer maximalen Taktrate von 10 MHz entsprechend $384 \mu s$ benötigt.

Das Schreiben und Lesen der Konfigurationsregister, d.h. des Maskenbits, des Testbits und der drei Bits für die lokale Schwellenangleichung, erfolgt durch die Bildung eines gemeinsamen 64×5 Bit großen Schieberegisters innerhalb einer jeden Spalte. Auch die Übertragung wird über die 16 Datentransferleitungen und dem 4fach-Multiplexers in $64 \times 5 \times 4$ Taktzyklen in

Medipix 2

Die Medipix2-Kollaboration wurde 1999 mit dem Ziel gegründet, einen Auslesechip für einen Einzelphotonen-Zählpixel-detektor unter MOS-Prozessen zu entwickeln $0,25 \mu m$

Die Fortschritte in der CMOS-Technologie und die Erfahrungen mit der Anwendung des Medipix-1-Chips ermöglichten die Entwicklung und Herstellung eines Nachfolgechips. Dieser im Rahmen der Medipix-2-Kollaboration am CERN entstandene photonenzählende Auslese-Technologie ist gefertigt und hatte unter anderem die Verbesserung des Verhältnisses von aktiver zu nicht sensibler Fläche als Voraussetzung für die Reihung von bis zu acht Detektorassemblies zum Ziel.

Der Medipix2 ist mehr als die Weiterentwicklung des Medipix1. Die Schaltung des ASIC wurde beim Medipix2 neu konzipiert. Dabei wurde 0,25 μm CMOS-Technologie verwendet. Das erlaubte, den Pixelabstand auf 55 μm zu reduzieren und die Energieauflösung gegenüber dem Medipix1 zu verbessern. Es zeigt sich aber, dass der geringere Pixelabstand von 55 μm zu Problemen bei der Energieauflösung führt, da die Ladungswolke Eekt wird Charge Sharing genannt.

Die Anzahl der Pixel wurde beim Medipix2 auf $(256)^2 = 65\,536$ erhöht, was dem Detektor zusammen mit der verringerten Pixelgröße einen höheren Dynamikbereich als dem Medipix1 verleiht. Die aktive Fläche hat sich gegenüber Medipix1 auf 1,98 cm^2 erhöht.

Der Medipix2 hat eine zusätzliche Schwelle erhalten. Mit dieser zweiten Schwelle ist es möglich, einen Energiebereich zu wählen. In diesem Bereich wird ein Ereignis nur gezählt, wenn seine Energie über der unteren Schwelle und unter der oberen Schwelle liegt. Die Implementierung der zweiten Schwelle im Medipix2 ging allerdings zu Lasten der Zählertiefe, die nur noch 8001 beträgt.

Beim Medipix2 lässt sich die Eingangspolarität frei wählen. Konnten beim Medipix1 nur Löcher gesammelt werden, kann man beim Medipix2 wählen, ob Löcher oder Elektronen gesammelt werden. Das erlaubt, beim Medipix2 Halbleitermaterialien als Sensor zu verwenden, die auf Grund der geringen Mobilität der Löcher beim Medipix1 nicht als Sensor genutzt werden konnten oder zu schlechten Ergebnissen führten. Verschiedene Gruppen aus der Medipix-Kollaboration arbeiten daran, Materialien mit höherer Kernladungszahl als Silizium als Sensormaterial auf den Medipix2-ASIC aufzubringen. Kandidaten dafür sind Galliumarsenid, Cadmium(zink)tellurid und Quecksilberiodid. Problematisch dabei sind immer noch die Prozessierbarkeit in ausreichender Qualität und die Handhabbarkeit bei der Verarbeitung und beim Bump-Bonding.

Es gibt mehrere Möglichkeiten, den Medipix2 auszulesen. Neben der Elektronik Muros 2 und Muros 2.1 wurde 2005 ein USB-Readout vorgestellt, über das der Detektor direkt an den USB-Port eines Rechners angeschlossen werden kann. Die Steuerung erfolgt mit der Software Pixelman. Das USB-Readout sowie die Software werden auch für die Varianten Medipix2-Quad und Medipix2 MXR verwendet.

Eigenschaften	Medipix 1	Medipix 2
Pixelgröße	170 μm x 170 μm	55 μm x 55 μm
Matrixgröße	64 x 64 (66)	256 x 256 (258)
Pixelanzahl	4096	65536 > 90%
Abmessungen	12,25 mm x 13,91 mm	16,12 mm x 14,11 mm
Sensitive Fläche	1,183 cm^2	1,982 cm^2
Gesamtfläche	1,7 cm^2	2,3 cm^2
Si-Technologie	1 μm -SACMOS	0,25 μm
Leckstromkompensation	spaltenweise bis zu 10 nA pro Pixel	pixelweise bis +10 nA und -4 nA pro Pixel
Sensitivität	Löcher	Löcher und Elektronen
Anstiegszeit	150 ns	150 ns
Diskriminator	Energieschwelle	Energiefenster
Schwellencharakteristik	linear von 1400 - 7000 e^-	bis ca. $\pm 80000 e^-$
Zähler	15 Bit ohne Überlaufbit	13 Bit mit Überlaufbit
Maximale Zählrate pro Pixel	2 MHz	1 MHz
Auslese	seriell	seriell und (parallel)
Datenbus	16 Bit	32 Bit
Maximale Busfrequenz	10 MHz	100 MHz
Minimale Bildauslesezeit	384 μs	8,5 ms (266 μs)

Technische Daten der Medipix-1- und Medipix-2-Auslesechips

Durch die höhere Integrationsdichte konnten zusätzlich für jedes Pixel eine individuelle Leckstromkompensation und die Sensitivität gegenüber positiven und negativen Ladungsträgern sowie ein Diskriminator mit Energiefenster verwirklicht werden.

Die Pixel sind in einer Matrix aus 256 Spalten mit je 256 Zeilen angeordnet und erzeugen eine detektierende Fläche von 1,98 cm^2 , die 87% der Gesamtfläche entspricht. Unterhalb der

aktiven Matrix befindet sich die Ein-/Ausgabe-Logik des Chips. Über fünf seitlich angeordnete Wirebond-Pads können mehrere Medipix-2-Chips miteinander verbunden werden.

Die Elektronik auf einem einzelnen Medipix-2-Chip wird aus ca. 33 Millionen Transistoren aufgebaut. Die analogen und digitalen Schaltkreise des Chips arbeiten mit voneinander unabhängigen 2,2 V Spannungsversorgungen, die eine gesamte analoge Leistung von 500 mW erbringen müssen.

Jeder Pixel des photonenzählenden Medipix-2-Chips hat eine maximale Zählrate von 1 Millionen Ereignissen in der Sekunde und besteht im wesentlichen aus den in den folgenden Abbildungen dargestellten Komponenten:

Durch die höhere Integrationsdichte konnten zusätzlich für jedes Pixel eine individuelle Leckstromkompensation und die Sensitivität gegenüber positiven und negativen Ladungsträgern sowie ein Diskriminator mit Energiefenster verwirklicht werden. Die Pixel sind in einer Matrix aus 256 Spalten mit je 256 Zeilen angeordnet und erzeugen eine detektierende Fläche von 1.98 cm², die 87% der Gesamtfläche des Medipix-2-Chips entspricht. Unterhalb der aktiven Matrix befinden sich dreizehn 8-Bit-DAC und die Ein-/Ausgabe-Logik des Chips. Über fünf seitlich angeordnete Wirebond-Pads können mehrere Medipix-2-Chips miteinander verbunden werden.

Die Elektronik auf einem einzelnen Medipix-2-Chip wird aus ca. 33 Millionen Transistoren aufgebaut. Die analogen und digitalen Schaltkreise des Chips arbeiten mit voneinander unabhängigen 2,2 V Spannungsversorgungen, die eine gesamte analoge Leistung von 500 mW erbringen müssen.

Für den Vorverstärker der Medipix-2-Pixelzellen wurde aufgrund der besseren Unterdrückung von Substrat- und Spannungsversorgungsrauschen eine Verstärkerschaltung mit differenzierendem Eingang ausgewählt. Dieser ist gleichstromgekoppelt mit dem Halbleiterdetektor verbunden. Die globale Abklingzeit und der Arbeitspunkt für alle Vorverstärker kann innerhalb eines großen dynamischen Eingangsbereiches konfiguriert werden. Durch Setzen eines Test-Bits ist es möglich, ein externes Testsignal über eine pixelinterne 8fF-Kapazität wechsellspannungsgekoppelt an den Vorverstärker zu schalten.

Das Ausgangssignal des Vorverstärkers wird in zwei identische und unabhängige Diskriminatoren geführt. Das Energiefenster des Pixels wird durch die Differenz der zwei Schwellenwerte V_{thHigh} und V_{thLow} gebildet und bei einer dem Energiefenster entsprechenden Energie eines wechselwirkenden Photons zusammen mit der Diskriminatorlogik ausgewertet und der Zähler inkrementiert. Die globalen Schwellenspannungen können mit den DACs THL (untere Schwelle) und THH (obere Schwelle) eingestellt werden. Ein Feinangleich der intrinsisch leicht differierenden lokalen Schwellenwerte an den globalen Sollwert ist möglich.

Jede Pixelzelle kann über ein Shutter-Signal zwischen zwei Betriebsarten umgeschaltet werden. Im Zählbetrieb dient der Ausgang der Logik des Fenster-Diskriminators als Takt zur Inkrementierung des 13-Bit-Zählers, dessen dynamischer Bereich bis zu 8001 Ereignisse registrieren kann. Im Datenübertragungsmodus werden entweder die 8 Konfigurationsbits beschrieben oder die Daten der Zählerstände unter Verwendung der Zähler als 13-Bit-Schieberegister von Pixel zu Pixel verschoben.

Die Auslese der 256 Spalten des Medipix-2-Chips mit ihren 256 x 13-Bit-Schieberegistern erfolgt entweder in einem seriellen Modus innerhalb von weniger als 9 ms (bei Verwendung eines maximalen Taktes von 100 MHz) oder parallel über einen 32-bit single-ended CMOS Bus innerhalb von 266 ns. Das Setzen der Konfigurationsregister in den Pixeln und das der Digital-Analog-Konverter der Peripherie wird immer seriell durchgeführt.

Blockdiagramm der Bildzelle (Pixel) des Medipix-2-Ausleseelektronikchips. Über die in allen Pixeln gültigen globalen Steuerparameter (grün) und die für jeden Pixel einzeln einstellbaren lokalen Steuerparametern (rot) kann der Auslesechip konfiguriert werden.

Die Kommunikation des Medipix-2-Chips mit dem MUROS-2-interface erfolgt im seriellen Modus mit 160 MHz und liefert somit einen Datentransfer von bis zu 160 Mbit/s. Mit einem parallelen Auslesesystem können Datentransferraten von 640 MBit/s über einen mit 20 MHz getakteten 32 Bit-Bus erreicht werden.

Für eine Energiegewichtung muss das Detektorsystem die folgenden Anforderungen erfüllen: Bestimmung der Position und Energie jedes Röntgenphotons, Einordnung der Photonenergie in den entsprechenden Kanal innerhalb jeden Pixels, Erhöhung des Zählers, welcher der Energie des einfallenden Röntgenphotons im Pixel entspricht.

Aufgrund der Energiefensterung mit zwei Schwellen muss die Energiegewichtung durch aufeinanderfolgende Messungen unter konstanten Bedingungen emuliert werden. Zum Ausgleich des inhomogenen Ansprechverhaltens der Pixelschwellen ist für beide Schwellen ein Angleich durch Schwellenmasken notwendig. In Abhängigkeit von der Qualität der Korrekturmaske wurde eine kleinste Kanalbreite von 2 bis 3 keV erreicht. Einschränkungen der Energiegewichtung ergeben sich vor allem durch Verlust an Energieinformation aufgrund von Detektoreffekten. Vor allem das charge sharing führt zur falschen Gewichtung von gezählten Röntgenphotonen.

Bereits bei der Pixelgröße von 55 μm des Medipix-2-Chips ist die mittlere Ladungsausdehnung bei einem 300 μm dicken Si-Detektor im Verhältnis zum Pixelausmaß so groß, dass die Ladungsausbreitung in der Mehrzahl der Fälle eine Rolle spielt. Dennoch kann am Beispiel eines Objektes aus Wasser und PMMA2 mit der Energiegewichtung eine erfolgreiche Steigerung des Signal-Rauschverhältnisses um den Faktor 2.2 erzielt werden.

Die separate Herstellung von Detektor und Ausleseelektronikchip bei den hybriden Pixel-Detektoren erlaubt die Nutzung aktueller CMOS-Prozesstechnologie für die Si-Ausleseelektroniken. Dadurch ist es möglich, über die Zählung der einzelnen Photonen hinauszugehen und auch ihre Energie mittels Analog-Digital-Konvertern (ADC) auf Pixelebene zu erfassen. Dazu wird die durch ein Photon in einem Pixel deponierte Energie verstärkt und integriert, um in einer für den ADC auswertbaren Spannung oder verarbeitbaren Strom vorzuliegen.

Liegt ein vom Vorverstärker geliefertes Signal über dem Rauschniveau, löst es einen Puls aus, der die Analog/Digital-Konvertierung des Vorverstärkersignals triggert. Schnelle digitale Ausleseschaltkreise sind die Voraussetzung dafür, dass das nächste auf den Pixel treffende Photon verarbeitet werden kann. Die digitale Auslese muss gleichzeitig zur Aufnahme eines Bildes durchgeführt werden. Deshalb ist eine Elektronik notwendig, die Ereignis für Ereignis ausliest.

Medipix2 Quad

Wegen der limitierten Größe lithographischer Masken bei der Herstellung des Medipix2 ist die aktive Fläche des ASIC auf 1,98 cm^2 beschränkt. Das Medipix2-Quad wurde entwickelt, um die aktive

Detektorfläche zu erhöhen und Zieldetektor-Maus-Medipix2-ASICs zu de-monstrieren. Bei dem Medipix2-Quad sind vier Medipix2-ASICs mit einer durchgehenden Sensorschicht verbunden. Dabei entsteht eine vierfach so große aktive Fläche.

Das Problem, dass zwei ASICs nicht übergangslos aneinandergesetzt werden können, wurde gelöst, indem über den Stoßflächen größeren Pads für größere Pixel kontaktiert wird. Dadurch entstehen je zwei Reihen und zwei Spalten größerer Pixel, die den Spalt zwischen zwei ASICs mit aktiver Sensorfläche in der Mitte zwischen den vier Chips ist der Abstand am größten, so dass hier vier besonders ausgedehnte Pixel nötig sind. Die Pixel zwischen zwei ASICs sind rechteckig und haben die dreifache Länge von einfachen Pixeln, sind aber genauso breit.

Schematische Darstellung der Pixelanordnung in der Mitte des Quads (links) und Skizze der Kontaktierung der elektronischen Pixel mit dem Sensor (rechts).

Die größere Fläche der mittleren Pixel gegenüber einem normalen Pixel führt zu höheren Zählraten, die proportional zu ihrer Fläche sind, was den Dynamikbereich des Quads in diesem Bereich um den Faktor neun reduziert. In der Auslesesoftware werden die Zählerstände automatisch korrigiert, so dass eine spätere Nachbearbeitung nicht nötig ist. Die höheren Zählraten der Zentralpixel werden dadurch kompensiert, dass man die größeren Pixel als 3 bzw. 9 einzelne Pixel interpretiert und diesen jeweils ein Drittel bzw. ein Neuntel des Zählerstandes des größeren Pixels zuordnet. Das führt zu einer Darstellung von 516×516 logischen Pixeln.

Medipix2 MXR

Der Medipix2 MXR ist eine Weiterentwicklung des Medipix2, bei dem einige Designfehler korrigiert wurden. Die Elektronik wurde weiter optimiert, um die bestehenden Funktionen zu erweitern. Die Zählertiefe wurde von 8000 auf 11800 erhöht und ein Überlaufbit eingeführt. Die Anzahl der möglichen Schwellenwerte wurde von 256 auf 1024 gesteigert. Das verbesserte Processing und die Fortschritte im Bump-Bonding sorgten beim Medipix2-MXR für weniger defekte Pixel pro Detektor und weniger defekte Detektoren pro Wafer als beim Medipix2.

Medipix3

Die Medipix3-Kollaboration wurde 2005 gegründet, um den Medipix3-Chip und den Timepix3-Chip zu entwickeln, die nun Farbbildgebung und totzeitfreien Betrieb ermöglichen.

Die Medipix3 Collaboration wurde 2005 gegründet, um den Medipix3-Chip in 130-nm-CMOS zu entwickeln. Dank des Erfolgs der Collaboration und ihres organischen Wachstums entwickelte sie auch den Timepix3-Chip. Beide Chips gehen viel weiter als Medipix2 und ermöglichen Farbbildgebung mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten. Medipix3 bietet rahmenbasiertes Auslesen mit einer kontinuierlichen Lese-/Schreibfunktion. Timepix3 verwendet eine datengesteuerte Architektur, um heiße Informationen vom Chip zu senden.

Durch die Verwendung einer $0,13 \mu\text{m}$ CMOS-Technologie konnte im Pixel mehr Auswerteelektronik untergebracht werden. Wichtigste Änderungen des Medipix3 gegenüber dem Medipix2 sind seine Betriebsmodi. Neben der Funktionalität des Medipix2 (Single Pixel Mode, SPM) verfügt Medipix3 zusätzlich über einen Ladungssummiermodus (Charge Summing Mode, CSM) und über einen Mehrschwellenmodus (Color Mode, CM). Bei dem Mehrschwellenmodus werden vier Pixel zusammengefasst und die Schwellen und Zähler der einzelnen Pixel dazu verwendet, das Signal eines der vier Pixel, der als einziger aus der Vierergruppe mit dem Sensor verbunden ist, zu verarbeiten. In dieser Modellvariante beträgt die Pixelanzahl $110 \mu\text{m}$ und die Auflösung 128×128 . Auslesen ermöglicht (Read/Write, RW).

Blockschaltbild eines Pixels des Medipix3 im Charge Summing Mode. Der Unterschied zum Medipix2 besteht darin, dass er über einen Stromkopierer, einen Addierer und eine Steuereinheit verfügt. In diesem Modus wird einem Pixel die Gesamtladung einer 2×2 Pixelnachbarschaft zugeordnet, wenn er die größte Teilladung der vier Pixel aufweist.

Im Summiermodus wird die Ladung von jeweils vier benachbarten Pixeln addiert und dem Pixel mit dem größten Anteil zugewiesen. Der Pixel E sendet Kopien des Verstärkersignals an die Pixel A, B und D. Seinerseits erhält er Stromkopien der Nachbarpixel F, H und I. Der Addierer des Pixel summiert diese Kopien zu seinem eigenen Stromsignal. Diese Summe sendet er wieder an die Nachbarpixel F, H und I. Seinerseits erhält er Kopien der Signalsummen der Nachbarpixel A, B und D.

Der Pixel E sendet Kopien des Verstärkersignals an die Pixel A, B und D. Seinerseits erhält er Stromkopien der Nachbarpixel F, H und I. Der Addierer des Pixel summiert diese Kopien zu seinem eigenen Stromsignal. Diese Summe sendet er wieder an die Nachbarpixel F, H und I. Seinerseits erhält er Kopien der Signalsummen der Nachbarpixel A, B und D. Im Pixel werden diese Summen mit dem Wert des eigenen Addierers verglichen. Ist das Signal größer als die Summensignale der Pixel A, B und D, wird der Zähler des Pixels erhöht. Eine Ladungswolke verteilt sich zu unterschiedlichen Teilen auf die Pixel E(10), F(4), H(6) und I(1). Die erzeugten Ströme werden kopiert und an die Addierer der Nachbarpixel verteilt und summiert. Anschließend vergleicht der Pixel E das Signal seines Addiers mit denen seiner drei Nachbarpixel und inkrementiert seinen Zähler, da sein Signal den höchsten Wert hat und innerhalb der Schwellen liegt.

Medipix4

Bisher war es möglich, Pixeldetektor-Auslesechips herzustellen, die nur an drei Seiten anstoßen können. Die vierte Seite wird für On-Chip-Peripherielogik und Wire-Bond-Pads verwendet, die ein elektronisches Auslesen ermöglichen. Aufgrund dieser Struktur können große Detektorflächen abgedeckt werden, allerdings nur mit Lücken in der Abdeckung oder durch eine ausgeklügelte Dachziegelmechanik. Die Through-Silicon-Via (TSV)-Technologie bietet die Möglichkeit, die Chips durch kupfergefüllte Löcher auszulesen, die die Signale von der Vorderseite des Chips zu seiner Rückseite bringen. Entwicklungen, die auf den Medipix3-Chips basieren, haben gezeigt, dass dies inzwischen eine praktikable Option für das Auslesen von Pixeldetektoren geworden ist. Die TSV-Verarbeitung von Medipix3 erlaubt jedoch nur eine Reduzierung des Randbereichs, indem auf die Verwendung von Drahtbonds verzichtet wird. Die Peripherielogik ist nach wie vor vorhanden.

Die Medipix4-Kollaboration wurde 2016 ins Leben gerufen. Ziel der Zusammenarbeit ist die Entwicklung von Pixel-Auslesechips, die zum ersten Mal vollständig für die TSV-Verarbeitung vorbereitet sind und auf allen vier Seiten gekachelt werden können. Die gesamte Kommunikation mit der Pixelmatrix wird nun durch die Rückseite des Chips laufen - die periphere Logik und die Steuerelemente werden in die Pixelmatrix integriert. Dies ermöglicht nicht nur die nahtlose Abdeckung großer Bereiche, sondern auch die Entwicklung neuer Auslese-Architekturen, da nicht alle Daten zum Auslesen auf eine Seite des Chips geschickt werden müssen.

Zwei neue Chips sind vorgesehen: Medipix4, der auf spektroskopische Röntgenbildgebung mit Raten abzielt, die mit medizinischen CT-Scans kompatibel sind, und Timepix4, der die Identifizierung und Verfolgung von Partikeln mit höherer räumlicher und zeitlicher Präzision ermöglicht.

Auslese-Elektronik

Die von den Medipix/Timepix-Geräten aufgezeichneten digitalen Daten werden über eine Ausleseelektronik auf einen Computer übertragen. Die Ausleseelektronik ist auch für die Einstellung und Kontrolle der Detektorparameter verantwortlich. Im Rahmen der Medipix-Zusammenarbeit wurden mehrere Auslesesysteme entwickelt

Muros

Muros war eines der ersten Auslesesysteme der Medipix-Detektoren. Muros wurde bei Nikhef in Amsterdam, Niederlande, entwickelt. Es war ein relativ kompaktes Auslesesystem, das Zugang zu allen Funktionen des Detektors ermöglichte. Es erlaubte eine maximale Bildrate von ca. 30 Bildern/s mit einem einzigen Chip.

USB-Schnittstelle

Diese Elektronik wurde am IEAP-CTU, Tschechische Republik, entwickelt. Sie bietet im Vergleich zu Muros eine niedrigere Bildfrequenz, aber die Elektronik wurde in eine Schachtel integriert, die nicht größer als eine Zigarettenschachtel ist. Außerdem war keine spezielle PC-Hardwarekarte erforderlich, wie dies bei Muros der Fall war. Daher wurde die USB-Schnittstelle schnell zum meistgenutzten Auslesegerät innerhalb der Medipix-Zusammenarbeit und ihrer Partner.

Relaxd

Relaxd ist eine Ausleseelektronik, die bei Nikhef entwickelt wurde. Die Daten werden über eine 1Gbit/s-Ethernet-Verbindung zum PC übertragen. Die maximale Bildrate liegt bei 100 Bildern/s.

Fitpix

Fitpix ist die nächste Generation der USB-Schnittstelle, die von der Gruppe in Prag entwickelt wurde. Die Elektronik implementiert die parallele Medipix/Timepix-Auslesung, so dass die maximale Bildrate 850 Bilder/s erreicht. Sie unterstützt auch die serielle Auslesung mit einer Bildrate von 100 Bildern/s.

Minipix

Minipix ist ein miniaturisiertes integriertes Chip+Auslese-Elektronikgerät, das von ADVACAM s.r.o. in Prag entwickelt wurde. Das gesamte System hat die Größe eines USB-Flash-Laufwerks. Mehrere dieser Geräte wurden in der Internationalen Raumstation als Strahlungsüberwachungssysteme eingesetzt.

Spidr

Spidr ist eine leistungsfähige Ausleseelektronik für den Timepix-3-Chip. Sie befindet sich bei Nikhef in der Entwicklung.

Excalibur- und Merlin-Systeme

Beide Systeme werden bei Diamond Light Source, UK, für die Auslesung von Medipix3 und Anwendungen bei Synchrotrons entwickelt. Merlin ist mit CdTe-Sensoren von Quantum Detectors erhältlich, die an der Weiterentwicklung von Diamond Light Source mitarbeiten.

LAMBDA-System

Lambda ist ein bei DESY entwickeltes Hochgeschwindigkeits-Auslesesystem (2.000 fps) für große Flächen (12 Chips). Lambda ist mit High-Z-Sensor-Optionen wie GaAs (Gallium-Arsenid) und CdTe (Cadmium-Tellurid) erhältlich.

MARS

MARS ist ein Gigabit-Ethernet-Auslesegerät, das bis zu 6 Medipix 2- oder Medipix 3-Detektoren aufnehmen kann. Die Elektronik wurde an der Universität von Otago, Christchurch, Neuseeland, entwickelt.

Medium

latein. Mittel, Mitte, E: medium

- 1) Träger/Überträger physikalischer Zustände u. Wirkungen, z.B. Luft; opt lichtdurchlässiges Mittel (seine charakteristische Lichtbrechung wird durch seine optische Dichte bestimmt u. durch den Brechungsindex angegeben).
- 2) Lösungsmittel; auch als pH, in dem eine Reaktion abläuft.
- 3) Nährboden, -lösung
- 4) Mensch als »Mittler« spiritistischer Phänomene

Medizingeräteverordnung

»Verordnung über die Sicherheit medizinisch-technischer Geräte« (MedGV) vom 14. 1. 1985 in der Fassung vom 26. 8. 1992.

Die Verordnung enthält wichtige Vorschriften u. Regelungen zur regelmäßigen Durchführung sicherheitstechnischer Kontrollen für die Betreiber medizinisch-technischer Geräte u. ist ein wichtiger Beitrag zum Schutz des Patienten.

Wer prüfpflichtige Geräte »vorsätzlich oder fahrlässig nicht oder nicht rechtzeitig prüfen läßt«, kann nach der MedGV bestraft werden.

Medizinische Fachsprache

Die medizinische Fachsprache stammt vorwiegend aus dem Lateinischen, das bis zum vorigen Jahrhundert allgemein die Sprache der Wissenschaft war, und zum Teil auch aus dem Griechischen.

Aus Gründen der Überlieferung und der internationalen Verständigungsmöglichkeiten sind die lateinischen und griechischen Ausdrücke bis heute beibehalten worden.

Die offizielle internationale Bezeichnung anatomischer Einzelheiten im menschlichen Körper erfolgt in lateinischer Sprache. Daneben hat sich in vielen Sprachgebieten eine anatomische Umgangssprache herausgebildet, die in Gliederung und Inhalt zum Teil von den internationalen Bezeichnungen abweicht.

Sonstige medizinische Ausdrücke (z.B. Körperfunktionen, Krankheiten und Krankheitszeichen) werden im allgemeinen unter Verwendung lateinischer und griechischer Wortstämme der benutzten lebenden Sprache angeglichen.

Hierzu gehören z.B. folgende Begriffe:

- Anatomie
- Pathologie
- Physiologie
- Diagnose

Auch die medizinische Fachsprache ist von Zeit zu Zeit aufgrund neuer Erkenntnisse gewissen Wandlungen unterworfen. Dies trifft sowohl für die anatomischen als auch für die klinisch-medizinischen Bezeichnungen zu

Für die Anatomie gilt die Pariser Nomenklatur (PNA, Nomenklatur = Namensverzeichnis).

In der Praxis werden allerdings noch zahlreiche ältere Fachausdrücke und in zunehmendem Umfang auch solche aus dem angloamerikanischen Sprachgebrauch benutzt.

Medizinisch genutzte Räume

Räume der Anwendungsgruppe 1

DIN VDE 107 Abs. 2.2.2

Dies sind medizinisch genutzte Räume, in denen netzabhängige elektromedizinische Geräte verwendet werden, mit denen oder mit deren Anwendungsteilen Patienten bei der Untersuchung oder Behandlung bestimmungsgemäß in Berührung kommen.

Bei Auftreten eines ersten Körperschlusses oder Ausfall der allgemeinen Stromversorgung kann deren Abschaltung hingenommen werden, ohne daß hierdurch Patienten gefährdet werden. Untersuchungen und Behandlungen von Patienten können abgebrochen und wiederholt werden.

Räume der Anwendungsgruppe 2

DIN VDE 107 Abs. 2.2.3

Dies sind medizinisch genutzte Räume, in denen netzabhängige elektromedizinische Geräte betrieben werden, die operativen Eingriffen oder Maßnahmen, die lebenswichtig sind, dienen.

Bei Auftreten eines ersten Körperschlusses oder Ausfall der allgemeinen Stromversorgung müssen diese Geräte weiterbetrieben werden können, weil Untersuchungen oder Behandlungen nicht ohne Gefahr für den Patienten abgebrochen und wiederholt werden können.

Medizinisch-technischer Assistent-in

Medizinisch-technischer Assistent (MTA) ist die Sammelbezeichnung für die vier Berufsbilder der technischen Assistenten in der Medizin und Tiermedizin im deutschen Gesundheitswesen. Sie umfasst im Einzelnen die Ausbildungsberufe:

- Medizinisch-technischer Assistent –Funktionsdiagnostik (MTAF)
- Medizinisch-technischer Laboratoriumsassistent (MTLA oder MTA-L)
- Medizinisch-technischer Radiologieassistent (MTRA, MTA-R oder RTA)
- Veterinärmedizinisch-technischer Assistent (VMTA)

Der Name des Assistenten kann zur Vermeidung des Fachanstituts (Arztshelfer) führen, der sich in Ausbildung und Tätigkeit aber deutlich unterscheidet.

Die Ausbildung ist im Gesetz über technische Assistenten in der Medizin (MTA-Gesetz oder MTAG) geregelt. Sie dauert in Deutschland drei Jahre und schließt mit einer staatlichen Prüfung ab. Sie besteht aus theoretischem und praktischem Unterricht an Berufsfachschulen (MTA-Schulen) sowie aus einer praktischen Ausbildung in Krankenhäusern und anderen Einrichtungen des Gesundheitswesens. Die Bezeichnungen der MTA-Schulen sind unterschiedlich, z. B. medizinische Berufsfachschule, medizinisches Bildungszentrum, Bildungszentrum für medizinische Heilhilfsberufe oder Lehranstalt für Medizinisch-technische Assistenten und Assistentinnen. Regional bestehen unterschiedliche Zulassungsbeschränkungen beziehungsweise Voraussetzungen, die erfüllt werden müssen, die Ausbildung an sich ist jedoch bundeseinheitlich geregelt. Im Allgemeinen ist mindestens ein mittlerer Bildungsabschluss erforderlich.

Die Berufsausübung erfolgt in Kliniken, bei niedergelassenen Ärzten, in Labors, Prüfstationen, Forschungseinrichtungen und in verschiedenen Industriezweigen. Den Beruf üben weit mehr Frauen als Männer aus, jedoch steigt der Anteil der Männer in Beruf und Ausbildung.

Medizinisch-technischer Assistent für Funktionsdiagnostik

Medizinisch-technische Assistenten für Funktionsdiagnostik (MTAF) untersuchen Patienten nach ärztlichen Anweisungen mit Hilfe medizinischer Geräte. Die Diagnostik umfasst vier Hauptgebiete: Neurologie (Nerven), Kardiologie (Herz-Kreislauf-System), Audiometrie (Hören und Gleichgewicht) sowie Pulmologie (Lunge).

Medizinisch-technischer Laboratoriumsassistent

Medizinisch-technische Laboratoriumsassistenten (MTLA, MTA-L) führen Laboruntersuchungen in der klinischen Chemie, der Hämatologie, der Immunologie, der Mikrobiologie sowie in der Histologie und Zytodiagnostik durch. Alle Untersuchungsergebnisse müssen aufgrund rechtlicher Vorgaben beispielsweise durch Behandlungsverträge dokumentiert werden.

Medizinisch-technischer Radiologieassistent

Medizinisch-technische Radiologieassistenten (MTRA, MTA-R, RTA) sind in den Bereichen Röntgendiagnostik (Computertomographie, Magnetresonanztomographie, Röntgen, DSA) Strahlentherapie, Nuklearmedizin und Dosimetrie tätig.

Webportal für Medizinisch-technische Radiologieassistenten (MTRA) = <https://www.mta-r.de/>

Veterinärmedizinisch-technischer Assistent

Veterinärmedizinisch-technische Assistenten (VMTA) führen Untersuchungen zur Diagnostik von Tierkrankheiten, Tierseuchen und zur Überprüfung vom Tier stammender Lebensmittel durch. Nur in Ausnahmefällen haben sie direkten Kontakt zu Tieren.

Medullographie

Osteomedullo-, -myelographie, E: osteomyelography

Röntgenkontrastdarstellung des venösen Systems des Markraumes langer Röhrenknochen nach Injektion eines wasserlöslichen Kontrastmittels in den darzustellenden Knochen; u.a. zum Nachweis entzündlicher oder tumoröser Veränderungen u. bei Störungen der Blutbildung.

⇒ Osteomyelographie

Meeh Formel

E: Meeh(-Dubois) formula

(1879) Formel zur Berechnung der Körperoberfläche (für die Grundumsatzbestimmung)

k = Konstante, beim Säugling 10,3, bei Erwachsenen 12,3; Gewicht in Gramm

Megalix Röntgenröhre

Hochleistungs Drehanoden-Röntgenröhre von Siemens.

Der Anodenteller rotiert mit einer Frequenz von bis zu 150Hz. Dadurch wird der Wärmeeintrag durch die Elektronenenergie auf eine ringförmige Fläche verteilt, was hohe Leistungen über längere Zeiträume ermöglicht.

Die Drehanode ist als Verbundanode ausgeführt, wobei der Anodenteller aus Molybdän besteht, auf dessen Unterseite ein Ring aus Graphit aufgelötet ist. Als Lot kommt Zirkonium, bei hoher Temperaturbelastung auch Titan zum Einsatz. Der Graphitring führt die Wärme aus dem Anodenteller ab und speichert sie.

Als Strahlungswärme wird sie dann in Röhrenkühlpausen, z.B. bei Patientenwechsel, an das die Röhre umgebende Kühlmedium weitergeleitet.

- (1) Kathode, (2) Austrittsfenster, (3) Drehanode
(4) Rhenium-Wolframteller, (5) Graphitteller

Aufgrund der hohen auftretenden thermischen Belastungen ist auf der Oberseite des Anodentellers zusätzlich eine 1-2 mm dicke Deckschicht aus Rhenium-Wolfram (5-10% Rhenium, 90-95% Wolfram) aufgebracht. Dies garantiert eine geringe Alterung und konstante Dosiswerte über eine lange Betriebszeit.

Für die Lagerung des Anodentellers sind zwei Varianten verfügbar.

- Rillenkugellager, welche mit dünnen Schichten aus Blei oder Silber geschmiert werden.
- Flüssigmetallager, bei dem der Aquaplaning-Effekt ausgenutzt wird. Als Flüssigmetall findet eine Legierung aus Gallium, Indium und Zinn Verwendung. Bessere Wärmeleitung, da die Kontaktfläche der Welle im Vergleich zu den Rillenkugellagern mit deren Kontaktpunkten um ein Vielfaches größer ist. Wegfall der Lagergeräusche Die Welle zur Lagerung des Anodentellers ist mit einer Bohrung versehen, in der Öl zirkuliert, wodurch eine bessere Wärmeabfuhr entsteht.

Die Hülle der Röntgenröhre besteht aus Kupfer oder Edelstahl, sowie Glas und Keramik. Sie hat die Aufgabe das Vakuum $p < 10^{-5}$ mbar über die gesamte Lebensdauer aufrecht zu erhalten. Die Kathodenseite ist entweder aus Glas gefertigt, oder beinhaltet eine scheibenförmige Keramik, welche die Isolation der bis zu 75kV betragenden Hochspannung gegen Erde sicherstellt.

Auch die Qualität und Reinheit der Werkstoffe ist entscheidend für Funktion und Lebensdauer der Röntgenröhre. Deshalb kommen überwiegend ESU Materialien und sauerstofffreies Kupfer zum Einsatz, um ein Ausgasen im Ultrahochvakuum weitgehend zu vermeiden.

(ESU = Elektro-Schlacke-Umschmelzverfahren)

Megavolt-Strahlentherapie

E: megavoltage therapy

Therapeutische Anwendung von Quantenstrahlung mit Energien von mehr als 1 MeV (sehr harte u. ultraharte Photonen-, Elektronenstrahlung).

Neben dem Vorteil der besseren relativen Tiefendosis und der besseren Hautschonung durch den Aufbaueffekt hat die M. den Vorteil der geringeren Streustrahlung und den der nahezu gleichen Massenenergieabsorption in Knochen und Muskelgewebe.

Diese Vorteile müssen jedoch durch einen größeren apparativen Aufwand und teureren Strahlenschutz erkauft werden.

vgl. Hochvolttherapie

Mehrfachstreuung

M. liegt vor, wenn ein Quant oder Teilchen beim Durchdringen einer Materieschicht mehr als einmal gestreut (d.h. aus seiner Richtung abgelenkt) wird.

Mehrfelderbestrahlung

Bestrahlungstechnik, bei der aus verschiedenen Einfallrichtungen mehrere Bestrahlungsfelder auf den Tumor gerichtet sind.

Die Bestrahlung der Felder erfolgt dabei im allgem. nacheinander.

Die M. hat den Vorteil, bei großer Tumordosis eine geringe Oberflächendosis an der Eintrittsfläche der einzelnen Felder zu erzeugen. Außerdem hat man durch die M. die Möglichkeit, die Dosisverteilung im Körper vorteilhaft zu beeinflussen.

Bei der M. ist jedoch im allgem. eine Auswanderung und Verkleinerung des Dosismaximums vorhanden, wenn man nicht mit geeigneten Keilfiltern kompensiert.

⇒ Kreuzfeuertechnik, korrespondierende Stehfelder

Meitner

Lise, * Wien 7.11.1878, † Schweden Physikerin 27.10.1968, ös
Lieferte bed. Arbeiten zur Radio- und Kernchemie. 1939 interpretierte sie mit O. R. Frisch die Resultate der damaligen Arbeiten von O. Hahn und F. Straßmann als Kernspaltung.

Meitnerium

Meitnerium wurde erstmals 1982 (und dann nochmals 1988) bei der Gesellschaft für Schwerionenforschung in Darmstadt durch den Beschuss von Bismut mit Eisen erzeugt.

Es trug zunächst den Namen Unnilennium (Symbol Une), seit 1997 schließlich den aktuellen Namen.

Meitnerium ist ein äußerst kurzlebiges radioaktives Metall. Es wurden bisher sieben Isotope (hier Radionuklide) erzeugt.

Chem. Zeichen	Mt
Ordnungszahl	109
Atommasse	266
HWZ	5·10 s
Strahlungsart	α
Periodensystem	Transactinoid

Das langlebigste Isotop dabei ist ²⁷⁶Mt, dessen Halbwertszeit 720 Millisekunden beträgt. Aufgrund dieses sehr schnellen Zerfalls ist über die weiteren Eigenschaften des Elementes kaum etwas bekannt. Dennoch vermutet man, dass Meitnerium in großer Masse silbergrau gefärbt sei. Meitnerium kommt ausschließlich in synthetisierter Form vor.

Es gibt keine Einstufung nach der CLP-Verordnung oder anderer Regelungen, weil von diesem Element nur wenige Atome gleichzeitig herstellbar sind und damit viel zu wenige für eine chemische oder physikalische Gefährlichkeit.

Meitnerium - („früh ihm.“) „, Elementarisches Element mit dem Elementsymbol Mt und der Ordnungszahl 109. Es zählt zu den Transactinoiden und steht im Periodensystem der Elemente in der 9. IUPAC-Gruppe und damit zur Cobaltgruppe. Es wurde zu Ehren der österreichisch-schwedischen Physikerin Lise Meitner benannt.

Meldepflicht

In der Bundesrepublik Deutschland die gesetzliche Pflicht zur Meldung bestimmter Krankheiten, u. zwar Infektionskrankheiten (meldepflichtige), Berufskrankheiten gemäß BKVO sowie (nur beschränkt) Geschlechtskrankheiten wie Syphilis, Gonorrhö u. Lymphopathia venerea.

Seit 1. Januar 1990 besteht auch eine Meldepflicht für Vergiftungen.

Nach der Verordnung vom 9. 9. 1987 ist die Meldepflicht nach § 7 erweitert worden um die Berichtspflicht für positive HIV-Bestätigungstests (anonyme Meldung).

Meldepflichtige Krankheiten

E: notifiable diseases

die in der Bundesrepublik Deutschland gemäß Bundesseuchengesetz vom 18. 7. 1961 der Gesundheitsbehörde anzuzeigenden übertragbaren Krankheiten.

1. Zu melden sind der Krankheitsverdacht, die Erkrankung sowie der Tod an

- | | |
|---|--|
| 1. Botulismus | 8. Ornithose |
| 2. Cholera | 9. Paratyphus A, B u. C |
| 3. Creutzfeldt-Jakob Krankheit (seit dem 1. 7. 1994) | 10. Pest |
| 4. Enteritis infectiosa: | 11. Pocken |
| a) Salmonellose | 12. Poliomyelitis |
| b) übrige Formen einschließlich mikrobiell bedingter Lebensmittelvergiftung | 13. Rückfallfieber |
| 5. Fleckfieber | 14. Shigellenruhr |
| 6. Lepra | 15. Tollwut |
| 7. Milzbrand | 16. Tularämie |
| | 17. Typhus abdominalis |
| | 18. virusbedingtem hämorrhagischem Fieber. |

2. Zu melden sind die Erkrankung sowie der Tod

- | | |
|------------------------------------|--|
| 1. an angeborener | d) übrige Formen |
| a) Listeriose | 5. Q-Fieber |
| b) Lues | 6. Rotz |
| c) Toxoplasmose | 7. Trachom |
| d) Zytomegalie sowie | 8. Trichinose |
| e) Rötelnembryopathie | 9. Tuberkulose (aktive Form; a] der Atmungsorgane, b] der übrigen Organe) |
| 2. Brucellose | 10. Virushepatitis (Hepatitis A, Hepatitis B, nicht bestimmbar u. übrige Formen) |
| 3. Diphtherie | 11. anaerober Wundinfektion: |
| 4. Gelbfieber | a) Gasbrand/Gasödem |
| 5. Leptospirose: | b) Tetanus |
| a) Weil Krankheit | |
| b) übrige Formen | |
| 6. Malaria | |
| 7. Meningitis/Enzephalitis: | |
| a) Meningokokken-Meningitis | |
| b) andere bakterielle Meningitiden | |
| c) Virus-Meningoenzephalitis | |

3. Zu melden ist der Tod an

1. Influenza (Virusgrippe)
2. Keuchhusten
3. Masern
4. Puerperalsepsis
5. Scharlach

4. Zu melden ist jeder Ausscheider von

1. Choleravibrionen
2. Salmonellen:
 - a) S. typhi
 - b) S. paratyphi A, B u. C
 - c) übrige
3. Shigellen

In Bayern besteht nach § 54 des BSGes. seit dem 21. 3. 1996 eine Meldepflicht für enterohämorrhagische Escherichia-coli-Ausscheider (EHEC).

5. Zu melden sind die Verletzung eines Menschen durch ein tollwutkrankes oder -verdächtiges Tier **sowie die Berührung** eines solchen Tieres oder Tierkörpers.

Zur Meldung sind verpflichtet

- 1) der behandelnde oder sonst hinzugezogene Arzt bzw. - Abs. 5 betreffend - auch der Tierarzt
- 2) jede sonstige mit der Behandlung oder der Pflege des Betroffenen berufsmäßig beschäftigte Person
- 3) die zugezogene Hebamme
- 4) auf Seeschiffen der Kapitän
- 5) die Leiter von Pflege-, Justizvollzugsanstalten, Lagern, Sammelunterkünften u. ähnl. Einrichtungen.

Die Meldung ist dem für den Aufenthalt des Betroffenen zuständigen Gesundheitsamt unverzüglich, spätestens innerhalb 24 Stunden nach erlangter Kenntnis zu erstatten.

Membrananode

Wassergekühlte, dünne Anode, die als Drehanode bei einer Hochleistungsröntgenröhre für Versuchszwecke angewendet wurde.

Membranfilter

E: membrane filter

Sehr feinporiges Filter mit Membranen aus unverglastem Porzellan, Kieselgur, Glas oder eingetrockneten kolloidalen Lösungen (z.B. Cellulosederivate).

Membrum

latein. Glied, Gliedmaße (= Extremität), E: member; limb

Memristor

Schaltzeichen

Der Memristor ist ein zweipoliges elektronisches Bauelement, dessen Widerstand von seinem Zustand in der Vergangenheit abhängt. Die Bezeichnung Memristor ist aus Memory (Gedächtnis, Speicher) und Resistor (Widerstand) abgeleitet. Er ist das vierte Bauelement in der passiven Schaltungstechnik (Widerstand, Kapazität und Induktivität) und ähnelt einem Transistor. Der Unterschied, er kann seinen Widerstand ändern, abhängig von der Menge und Richtung der angelegten Spannung. Ein einziger Memristor kann die gleiche logische Funktion ausüben, wie mehrere zusammenschaltete Transistoren. Das bedeutet weniger Schaltelemente und dadurch weniger Platzbedarf und somit höhere Integrationsdichte.

Das 4. Bauelement der passiven Schaltungstechnik

1971 stellte der Berkeley-Professor Leon Chua fest, dass es neben Widerstand, Spule und Kondensator ein viertes passives Bauelement geben muss. Im Formelraum zwischen Strom, Spannung, Ladung und magnetischen Fluss fehlte ein passives Element, das Ladung und magnetischen Fluss verbindet. Chua hat es als Memristor bezeichnet.

Dieser Memristor ist abhängig von Ladung und magnetischem Fluss, ohne, dass ein Magnetfeld vorhanden ist.

Hewlett-Packard-Forscher Stanley Williams und seine Kollegen haben 2008 ein passives Bauelement konstruiert, welches dem fehlenden Bauelement entspricht.

Aufbau

Der Memristor der HP-Forscher besteht aus zwei Schichten Titandioxid (TiO_2), die sich zwischen Platinkontakten befinden. Eine der beiden Schichten hat einige Sauerstoff-Atome weniger (TiO_{2-x}). Wegen dieser Fehlstellung leitet diese Schicht besser (R_{on}), während die andere Schicht besser isoliert (R_{off}).

Funktionsweise

Die folgende Betrachtung gilt für den linearen Bereich (der Widerstand fällt proportional zur durchgelaufenen Ladung). Legt man eine Spannung an, wandern die Sauerstoff-Fehlstellen im elektrischen Feld in die isolierende Schicht hinein. Daraufhin wird sie leitend. Der Gesamtwiderstand verändert sich drastisch. Sind alle Fehlstellen in der zweiten Schicht angekommen, ändert eine Erhöhung der Spannung den Widerstand kaum mehr. Der Memristor ist übersteuert. Das interessante dabei, der Zustand bleibt erhalten. Erst wenn die die Spannung umgepolt wird, wandern die Sauerstoff-Fehlstellen wieder zurück.

Strom- und Spannungsverlauf

Schaut man sich bei einem linearen Memristor den Strom- und Spannungsverlauf für eine sinusförmige Spannung an, so zeigt sich, dass der Stromverlauf die gleiche Phase hat und die Sinusspannung leicht verbogen ist.

Diese Veränderung tritt aber nur bei sehr niedrigen Frequenzen auf.

Anwendung

- schneller Schalter
- semi-volatiler Speicher
- Speicher: Eine Memristor-Speicherzellen (RRAM, Resistive RAM) ist deutlich schneller und gleichzeitig kleiner als bisherige (CMOS-)Speicherzellen mit Transistoren. Könnten DRAM und Flash ersetzen.
- Schalter: Memristor als Schalter in Logik-Bausteinen.

Ménard Linie

Shenton-Makkas-Linie, E: Shenton's line

Edward W. H. Sh., 1872–1955, Radiologe, London

Im a.-p. Röntgenbild des Beckens die von der unteren Begrenzung des horizontalen Schambeinastes u. des Schenkelhalses gebildete Linie, die sich bei nichtdeformiertem Hüftgelenk, nicht aber bei Hüftluxation, als ein etwa gleichmäßiger Bogen darstellt.

Mendel Gesetze

M. Lehre, Regeln, E: Mendel's laws

Die 1865 von Gregor Johann Mendel (1822–1884, Augustiner-Abt, Naturforscher, Brünn) erkannten, 1900 von Correns, Tschermak u. De Vries wiederentdeckten (u. formulierten) statistischen Gesetzmäßigkeiten des Erbgangs autosomaler, nicht gekoppelter Gene.

1) Uniformitätsgesetz:

Alle Individuen der 1. Filialgeneration (F1) aus der Kreuzung reinerbiger Eltern (p; Schema) sind unabhängig von der Kreuzungsrichtung unter sich gleich.

2) Spaltungsgesetz:

In der aus Selbst- oder Geschwisterbefruchtung der F1 entstandenen F2-Generation wird die Faktorkombination der F1 z.T. wieder aufgespalten, so daß neben F1-gleichen heterozygoten auch wieder elterngleiche homozygote Merkmalsträger in einem bestimmten Zahlenverhältnis auftreten (1:2:1 bzw. 3:1).

3) Unabhängigkeits-, Rekombinationsgesetz:

In der Nachkommenschaft von Eltern, die sich in mehr als 1 Merkmalspaar unterscheiden, wird jedes Merkmals- bzw. Faktorenpaar unabhängig von den anderen entsprechend dem Spaltungsgesetz verteilt, so daß alle theoretisch möglichen Kombinationen in statistisch bestimmten Zahlenverhältnissen auftreten.

Mendelevium

Chem. Zeichen	Md
Ordnungszahl	101
Atomgewicht	258
Radioisotope	255, 256
HWZ	56 d
Elektronegativität	[1,3]
Strahlungsart	α
1. Ionisierungsenergie	630 kJ/mol bei 25 °C
Elektronenkonfiguration	2-8-18-32-31-8-2
Periodensystem	Actinoid

[nach D.I. Mendelejew], zu den Transuranen gehörendes künstl. radioaktives chem. Element.

Mendel Gesetze

Der menschliche Körper ist aus Geweben, die überwiegend in einer großen Zahl mikroskopisch kleiner Zellen organisiert sind, und aus Flüssigkeiten vielfältiger Zusammensetzung aufgebaut.

Es findet ein ständiger Stoffaustausch zwischen Flüssigkeiten und Geweben statt. Ein Organ besteht aus verschiedenen Geweben und ist dadurch gekennzeichnet, daß es eine Funktionseinheit darstellt. Dienen mehrere Organe einer gemeinsamen Aufgabe, so bilden sie ein Organsystem (Knochen, Gelenke = Skelettsystem; oder Nase, Kehlkopf, Luftröhre, Bronchien und Lunge = Atmungssystem).

Die Aufteilung in Organsysteme ist die am häufigsten angewandte Methode zur Gliederung des anatomischen Wissensgutes.

Zusätzlich gewinnen aber andere Ordnungssysteme, die sich u.a. an den in Körperflüssigkeiten enthaltenen Substanzen (z.B. Hormonen) orientieren, zunehmend an Bedeutung.

Die zahlreichen verschiedenen Gewebsarten lassen sich auch nach ihrer Abstammung aus drei Zellschichten, die sich am menschlichen Keimling schon in frühen Entwicklungsstadien bilden, ordnen.

So stammen z.B. die Oberhaut mit ihren Anhangsgebilden und alle Nervengewebe vom äußeren Keimblatt ab, die Schleimhäute der Körperhöhlen und der Hohlräume innerer Organe sowie die Mehrzahl der Drüsen dagegen vom inneren Keimblatt.

Das Stützgewebe, das Bindegewebe der Knorpel und der Knochen, ebenso das Fettgewebe und auch das Muskelgewebe stammen vom mittleren Keimblatt ab, das gleiche gilt für die Blut- und Lymphgefäße sowie die Gewebe der Harn- und Geschlechtsorgane einschließlich der Keimdrüsen.

Menschlicher Organismus

Der menschliche Körper ist aus Geweben, die überwiegend in einer großen Zahl mikroskopisch kleiner Zellen organisiert sind, und aus Flüssigkeiten vielfältiger Zusammensetzung aufgebaut. Es findet ein ständiger Stoffaustausch zwischen Flüssigkeiten und Geweben statt. Ein Organ besteht aus verschiedenen Geweben und ist dadurch gekennzeichnet, daß es eine Funktionseinheit darstellt. Dienen mehrere Organe einer gemeinsamen Aufgabe, so bilden sie ein Organsystem (Knochen, Gelenke = Skelettsystem; oder Nase, Kehlkopf, Luftröhre, Bronchien und Lunge = Atmungssystem). Die Aufteilung in Organsysteme ist die am häufigsten angewandte Methode zur Gliederung des anatomischen Wissensgutes .

Zusätzlich gewinnen aber andere Ordnungssysteme, die sich u. a. an den in Körperflüssigkeiten enthaltenen Substanzen (z.B. Hormonen) orientieren, zunehmend an Bedeutung.

Die zahlreichen verschiedenen Gewebsarten lassen sich auch nach ihrer Abstammung aus drei Zellschichten, die sich am menschlichen Keimling schon in frühen Entwicklungsstadien bilden, ordnen. So stammen z.B. die Oberhaut mit ihren Anhangsgebilden und alle Nervengewebe vom äußeren Keimblatt ab, die Schleimhäute der Körperhöhlen und der Hohlräume innerer Organe sowie die Mehrzahl der Drüsen dagegen vom inneren Keimblatt. Das Stützgewebe, also das Bindegewebe der Knorpel und der Knochen, ebenso das Fettgewebe und auch das Muskelgewebe stammen vom mittleren Keimblatt ab, das gleiche gilt für die Blut- und Lymphgefäße sowie die Gewebe der Harn- und Geschlechtsorgane einschließlich der Keimdrüsen.

-> Atmungsorgane,

Mesenterigraphie

Angiographisches Verfahren zur selektiven Darstellung der oberen oder unteren Darmschlagader (Arteria mesenterica superior oder inferior nach Einführung eines speziell geformten Gefäßkatheters über die A. fem. oder A. axill. mittels Seldinger-Technik in die Gefäßabgänge der genannten Arterien von der Aorta.

Indikation:

Nachweis von Gefäßprozessen, obliterierenden Thrombosen, Embolien, Blutungen, Tumoren, entzündlichen Veränderungen u.a.

Mit größeren Kontrastmitteldosen und gefäßdilatierenden Pharmaka (Pharmakoangiographie) oder als kombinierte Milzarterio-M. wird die Methode für die indirekte Splenoportographie eingesetzt.

⇒ Angiographie

Mesmerismus

[nach dem deutschen Arzt F. Mesmer, 1734–1815]

Lehre von der Heilkraft des Magnetismus, aus der die Hypnosetherapie entwickelt wurde.

Mesomerie

quantenmechanische Resonanz, E: mesomerism

Verschiebung von Bindungselektronen innerhalb einer organischen Verbindung ohne Änderung der räumlichen Zuordnung der Atome (Strukturformel bleibt unverändert, aber unterschiedliche Elektronenkonfiguration).

Mesonen

Elementarteilchen, deren Massen zwischen der des Elektrons und der des Protons (Nukleons) liegen (264–974 Elektronenmassen).

Sie haben alle den Spin null und Lebensdauern von $10E-8$ s oder kürzer.

Es gibt neutrale M. und solche mit je einer positiven oder negativen Elementarladung.

π -Mesonen sind wegen ihres günstigen Verlaufs der Tiefendosiskurve für die Strahlentherapie verwendet worden.

Mesothorium

Mesothorium I (Radium 228) ist ein radioaktives Isotop des Radiums mit einer Halbwertszeit von 5,8 Jahren. Es entsteht als Zerfallsprodukt von Thorium und zerfällt seinerseits in Mesothorium II (Actinium 228), aus dem dann Thorium 228 (Radiothorium) hervorgeht.

1907 entdeckt von OTTO HAHN in Berlin. Die Laborantinnen gaben dem Mesothor aufgrund des Leuchtens intern den Namen „Sonnenscheinchen“, während vorgeschlag. Mit diesem radioaktiven Mesothorium führten MEHL und WOLFS 1929 Versuche zur Nutzung bei der Durchstrahlungsprüfung durch.

1934 war es NIKOLAUS RIEHL (AUER-Laborleiter (1901 - 1990), der gemeinsam mit RUDOLF BERTHOLD (1898 - 1960) die Mesothoriumprüfung der Löwenbrücke im Tiergarten durchführte.

Meßgenauigkeit

Bei der mehrfachen Wiederholung einer Messung weichen alle Ergebnisse auch bei größter Sorgfalt mehr oder weniger stark voneinander ab.

Die Ursachen sind zufällige Einflüsse auf die Meßapparatur, die zu Abweichungen führen, die sich bei hinreichend oftmaliger Wiederholung gegenseitig aufheben. Zu diesen zufälligen Fehlern können sog. systematische treten. Diese beruhen darauf, daß bei den Messungen Fehler gemacht werden können, die sich allen Werten gleichsinnig überlagern, etwa durch Benutzung eines zu kleinen (oder großen) Gewichtes beim Wiegen, allgemein einer falsch geeichten Meßapparatur. Systematische Fehler sind im Prinzip vermeidbar.

Aufgrund der zufälligen Fehler ergibt sich für die gemessene Größe ein Mittelwert und als Folge der Streuung der Meßwerte ein Intervall, in dem die Werte liegen. Je nach der Breite dieses Intervalls spricht man von hoher oder niedriger M.

Bei Messungen an Kollektiven biologischer Objekte überlagern sich den eigentlichen Meßfehlern Abweichungen, die daher rühren, daß die Objekte nicht völlig gleich sind, und die meist zu wesentlich größeren Streuungen der Meßwerte führen als bei rein physikalischen Messungen.

Sinngemäß wird auch der Begriff Meßunsicherheit benutzt.

⇒ Statistik

METALIX-Röhre

Röntgenröhre mit Festanode, die mit Ausnahme der Röhrenden anstelle von Glas eine Metallwandung zur Vermeidung der Aufladung durch Sekundärelektronen besitzt, Spannungsfestigkeit.

Anode und Kathode waren von einem Chromeisen-zylinder (2), der außen mit einem Bleimantel (3) und dieser wiederum mit einem Messingmantel (4) verkleidet war, umgeben.

Der Mittelteil des Schutzmantels bei der MULTIX-Röhre ermöglichte eine einfache Mittelpunkthalterung und damit auch eine bequeme Handhabung der Röhre

Die METALIX-5DRÖHRE WIRD GEMACHT

nur die Nutzstrahlung durch eine entsprechende Öffnung (1) austreten konnte.

Metalle

Zu den grundsätzlichen Unterscheidungsmerkmalen der Elemente gehört die Gliederung aufgrund ihrer elektrischen Leitfähigkeit.

Generell unterteilt man sie in Metalle, Halbmetalle und Nichtmetalle. Hierbei zeigen Metalle eine gute elektrische Leitfähigkeit, die allerdings mit steigender Temperatur zusehens abnimmt. Halbmetalle sind demgegenüber mehr oder weniger schlechte Leiter; und Nichtmetalle sind definitionsgemäß solche Elemente, die den elektrischen Strom überhaupt nicht leiten.

Die Grenzlinie zwischen Metallen und Nichtmetallen mit einer Übergangszone mit Halbmetalle verläuft diagonal von oben nach zwischen der 3. und 7. Hauptgruppe.

Elemente mit metallischem Charakter stehen links und solche mit nichtmetallischen Charakter stehen rechts der Grenzlinie. Daraus folgt, daß alle Nebengruppen-Elemente einschließlich der Lanthanoiden- und Actinoiden-Elemente Metalle sind.

Das Auftreten metallischer Eigenschaften und deren Stärke läßt eine klare Periodizität erkennen. Allgemein läßt sich folgende Tendenz erkennen:

- Bei den Hauptgruppenelementen nimmt der metallische Charakter von oben nach unten zu und der nichtmetallische Charakter entsprechend von oben nach unten ab.
- Innerhalb der Perioden nimmt bei den Hauptgruppenelementen der metallische Charakter von links nach rechts ab, der nichtmetallische von links nach rechts zu.

Zu den Halbmetallen, deren sehr geringe elektrische Leitfähigkeit im Gegensatz zu den Metallen bei steigender Temperatur leicht zunimmt, gehören Elemente wie Bor, Silicium, Germanium, Arsen, Selen, Antimon und Tellur.

Metallbindung

Metalle und deren Legierungen können durch eine Vielzahl gemeinsamer Eigenschaften charakterisiert werden.

Das wohl bekannteste Charakteristikum ist ihre hohe Leitfähigkeit für Wärme und Elektrizität, die sie deutlich von nichtmetallischen Elementen abhebt.

Metalle sind dehn- und verformbar; sie zeichnen sich darüber hinaus durch einen typischen Metallglanz aus. Bei dem überwiegenden Teil der Elemente handelt es sich um Metalle.

Typisch für Metalle ist, daß sie relativ leicht Elektronen abgeben; die hierfür aufzuwendende Ionisierungsenergie ist also gering. - Das Metallgitter wird von den positiv geladenen Atomrümpfen gebildet, die

die festen Gitterpunkte in der Kristallstruktur bilden. Die Elektronen sind demgegenüber frei beweglich und bilden eine Art Elektronengas.

Mit wenigen Abweichungen kristallisieren Metalle nur in drei Gitterstrukturen:

- dem kubisch-raumzentrierten Gitter,
- der kubisch-dichtesten Gitterpackung und
- der hexagonal-dichtesten Kugelpackung.

Im kubisch-raumzentrierten Gitter sind jedem Atomrumpf acht andere benachbart, in der kubisch-dichtesten und in der hexagonal-dichtesten Kugelpackung dagegen zwölf. Die Anzahl der benachbarten Atomrümpfe wird als sog. Koordinationszahl angegeben.

Metallbindungen werden durch Valenzelektronen zusammengehalten, die sehr stark delokalisiert sind, da sie sich mehr oder weniger frei zwischen den Atomrümpfen hin- und herbewegen. Dies geschieht so, daß nirgends eine Anhäufung von Ladungen entsteht.

Somit verursachen elektrostatische Wechselwirkungen zwischen den negativ geladenen Elektronen und den positiv geladenen Atomrümpfen den Zusammenhalt des Metallgitters.

Diese Bindungskräfte wirken auf alle Atomrümpfe gleich stark. Die Atomrümpfe führen dabei Schwingungen um die Gitterpunkte aus; diese Schwingungen werden durch Wärmezufuhr solange verstärkt, bis das Metallgitter auseinanderbricht.

Metallisches Glas

Amorphes Metall

Bisher wurde vorausgesetzt, daß die metallischen festen Phasen immer kristallin sind. Unter geeigneten Umständen muß dies jedoch nicht der Fall sein; es können auch nichtkristalline Strukturen, metallische Gläser, auftreten.

Durch verschiedene Herstellungsverfahren kann verhindert werden, daß sich eine Kristallstruktur ausbildet, das Material verbleibt in einer Atomanordnung ohne Periodizität, ohne Fernordnung, ähnlich den Atomen in einer Schmelze, allerdings mit fixierten atomaren Positionen. Die naheliegendste Möglichkeit, ein metallisches Glas herzustellen, ist das schnelle Abschrecken einer Schmelze oder eines Dampfes. Die Metallatome werden schockgefroren.

Eine gängige Methode ist das sogenannte Schmelzspinnen (melt-spinning), bei dem das flüssige Metall auf einen rasch rotierenden, gekühlten Zylinder fällt.

Eine andere Methode um metallische Bereiche in ein Glas zu überführen, ist das sog. "laser-quenching", wobei ein energiereicher Laserpuls auf die Metalloberfläche fokussiert wird, so daß das Metall kurzzeitig aufschmilzt und danach wieder sehr rasch erstarrt, da die Wärme über das darunterliegende Metall sehr rasch abgeführt wird. Weitere Verfahren beruhen darauf, das vorhandene Kristallgitter zu zerstören, etwa durch Bestrahlung mit energiereichen Teilchen (Ionen, Elektronen, Neutronen) oder aber durch extreme plastische Verformung in Kugelmühlen o.ä.

Hier wird das zu amorphisierende Material als Pulver zusammen mit Hartmetallkugeln etwa in einer Planetenmühle immer wieder verformt und kaltverschweißt, bis das Kristallgitter zerstört ist.

Die letzte Methode ist die Amorphisierung durch Interdiffusion: mehrere dünne Schichten zweier unterschiedlicher Metalle diffundieren ineinander, bilden aber nicht sofort die stabile intermetallische Phase aus, sondern die entstehende Legierung kann zunächst amorph sein.

Kriterien für Glasbildung

Beim Abschrecken:

- Tiefe Eutektika, da dort eine geringe Stabilität des Kristalls, bzw. eine höhere der Schmelze vorliegt.
- Großer Größenunterschied der beteiligten Atome (dann findet man häufig komplizierte Strukturen der stabilen intermetallischen Phasen). Dies ist besonders ausgeprägt in Metall-Metalloid-Gläsern wie Ni-P, Fe-Ni-P, aber auch in Legierungen wie NiTi, CuZr etc.

Struktur von metallenen Gläsern

Auch wenn sie als amorph ("formlos") bezeichnet werden, so besitzen metallene Gläser doch immer eine ausgeprägte Nahordnung, sowohl topologisch wie auch chemisch, die häufig der entsprechenden kristallinen Gleichgewichts-Phase ähnlich ist. Man findet relativ scharfe Nachbarpeaks in der Paar-korrelationsfunktion. Für ein NiP-Glas findet man z.B. als nächste Nachbarn Ni-P und Ni-Ni, während Phosphoratome untereinander deutlich größeren Abstand haben.

Anwendung

Metallische Gläser sind im allgemeinen

- korrosionsfest (häufig)
- vollkommen isotrop, daher sehr gute Weichmagnete (bei magnet. Gläsern)
- haben eine hohe mechanische Festigkeit

Bisher sind die Einsatzmöglichkeiten dieser amorphen Legierungen noch stark eingeschränkt, (vor allem als magnetische Materialien), da sie praktisch nur als dünne Bänder herstellbar sind.

Dies ist anders für die "Neuen Gläser", wie z.B. die Legierung ZrTiCuNiBe (Zusammensetzung Zr41,2%-Ti13,8%-Cu12,5%-Ni10,5%-Be22,5%) u.ä. ("ZrBe") die schon bei geringen Abkühlgeschwindigkeiten amorph werden. Dadurch besteht die Hoffnung, auch kompliziertere Formen herstellen zu können.

metastabil

Durch Verzögerungserscheinung noch in einem Zustand befindlich, der den äußeren Bedingungen nicht mehr entspricht (Phys.).

Metastase

Absiedlung, Tochtergeschwulst

Durch Verschleppung von Geschwulstkeimen auf dem Lymph- oder Blutweg an einer vom Ursprungsort entfernt gelegenen Körperstelle neuentstandene Geschwulst,

⇒ Krebs

Métras Katheter

E: Métras catheter

Henri M., 1918–1958, französ. Chirurg

Halbstarrer Gummikatheter für die gezielte (selektive) Bronchographie; sie wird erleichtert durch die jeweils segmentgerechte - zu Einführungsbeginn durch Mandrinrentfernung aufgehobene - Krümmung des röntgenpositiven Spitzenteils.

Metropie

E: metropia; metropy

normale Brechkraft (= Refraktion) des Auges

Meter

m

Das Meter ist die Länge der Strecke, die Licht im Vakuum während der Dauer von $(1/299792\,458)$ Sekunden durchläuft.

Methan

CH₄

Der einfachste, gasförmige Kohlenwasserstoff (Schmelzpunkt -182,5 °C; Siedepunkt -164 °C), der mit bläul. Flamme zu Kohlendioxid und Wasser verbrennt.

Natürl. Vorkommen im Sumpf- und Biogas, im Erdgas und in Kohlelagerstätten, Grubengas.

Die M.-Luft-Gemische sind sehr explosiv.

Methylmethacrylatklebstoff

Methylmethacrylat-Klebstoffe sind zweikomponentige Reaktionsklebstoffe, bei denen das eingesetzte Monomer Methylmethacrylat –der Methylester der Methacrylsäure – durch radikalische Kettenreaktion polymerisiert wird.

Zum Start der Polymerisationsreaktion wird ein reaktives Radikal benötigt, das meist aus einem Peroxid entsteht, wenn man diesem einen Beschleuniger zusetzt. Das heißt, letztlich benötigt man nur für das Starten der Radikalreaktion das 2K-System, bei dem Peroxid und Beschleuniger zusammenkommen und die Startradikale bilden.

Man kann daher sowohl das Peroxid im Methylmethacrylat-Monomer als eine Komponente als auch den Beschleuniger gelöst im Basis-Monomer als zweite Komponente in den Handel bringen. Durch Mischen beider Komponenten wird die Radikalkettenreaktion initiiert und der Klebstoff härtet durch.

Eine andere Variante bringt das gesamte Monomer und den Beschleuniger in eine Komponente und verwendet als zweite Komponente nur noch das Peroxid (zur einfacheren Verarbeitung häufig mit einem Lösemittel verdünnt). Hierdurch kann das vorangehende Mischen der beiden Komponenten –und die damit verbundene Topfzeit –entfallen, wenn auf das eine Füge teil die Hauptkomponente, und auf das andere Füge teil das Peroxid aufgetragen wird. Durch Zusammenfügen der Flächen kommen die beiden Komponenten in Kontakt und die Radikalreaktion startet.

Methylmethacrylat-Klebstoffe werden hauptsächlich zur strukturellen Verklebung von Metallen und Kunststoffen eingesetzt. Es gibt speziell formulierte Systeme verschiedener Hersteller, die die hochfeste Verklebung selbst von niederenergetischen Kunststoffen wie z. B. Polyethylen oder Polypropylen ermöglichen, ohne dass eine spezielle Oberflächenbehandlung erforderlich wäre.

Metol

Handelsname für Monomethyl-p-Aminophenolsulfat.

Farblose, in warmem Wasser leicht lösliche Nadeln. Infolge seiner reduzierenden Eigenschaften vielfach, meist in Verbindung mit Hydrochinon, als Entwicklersubstanz verwendet, seit längerem stark durch Phenidon verdrängt.

M. gibt rapid arbeitende, brauchbare Entwickler mit hoher Empfindlichkeitsausnutzung, jedoch mit geringem Kontrast.

Seine Wirkung wird stark durch die Zunahme der Bromidkonzentration im Entwickler beeinflusst. M. und Hydrochinon ergänzen sich vorteilhaft in ihren Eigenschaften und bilden ein superadditives System, Superadditivität.

Verwendung in der Negativ- und Positiventwicklung.

Metol in fester Form oder als Lösung führt bei allergischen Personen leicht zu Hautreizungen oder Ekzembildung.

Metzner, Hermann

Zu den ersten die von Röntgens Entdeckung inspiriert mit den X-Strahlen experimentierten, gehörten drei Dessauer: der Mittelschullehrer Gustav Partheil (1855 – 1941), der Hoffotograf Adolf Hartmann (1864 – 1923) und der Arzt Hermann Metzner (1863 – 1942). Metzner war es, der in die Propagierung und Weiterentwicklung der Röntgentechnik und den Einsatz der Röntgenstrahlen in der Medizin vorantrieb. Bereits am 14. Februar 1896 konnten die ersten gelungenen Röntgenbilder in der Hofbuchhandlung von Hermann Oesterwitz ausgestellt werden. Unter den ausgestellten Röntgenfotografien befand sich ein Bild von einer in eine Hand eingedrungene Revolverkugel, die mittels der Belichtungszeit von einer reichlichen Dreiviertelstunde hergestellt wurde.

Dr. Hermann Metzner konstruierte im Laufe seiner Tätigkeit neue Röntgenapparaturen, die er auch patentieren ließ. Dr. Metzner trat mit der Röntgenfirma Dessauer in Aschaffenburg in Verbindung und entwickelte mit ihr einen transportablen Röntgenapparat, der ab 1902 produziert wurde. Der Apparat ermöglichte den Ärzten die Anwendung des Röntgenverfahrens zu Heilzwecken in der Wohnung des Patienten.

Am 29. März 1903 hielt Dr. Metzner anhand seines inzwischen sehr großen Bestandes an Diapositivmaterial den ersten, vom Verein Deutscher Ingenieure in Röntgentechnik und Röntgen-Praxis“ im Hotel und Gasthof „Goldene

Als Folge der Verbindung mit der Röntgenfirma Dessauer in Aschaffenburg ergab sich die Einrichtung regelmäßiger Röntgenkurse, die er vor einem Kreis von Ärzten in Aschaffenburg abhielt. Der erste derartige Kurs fand 1903 statt.

Am 19. August 1909 wurde ihm der Titel als sein erster der ältesten Röntgenpioniere und langjähriger Lehrer der Röntgen-Praxis verliehen. Seine eigene Praxis betrieb Prof. Hermann Metzner in Dessau bis 1934.

Mikro-

Mikro-Computertomografie (Mikro-CT)

Nicht invasive dreidimensionale Röntgenmikroskopie

Die Mikrocomputertomografie ist eine 3D-Röntgenbildgebung. Es handelt sich um dieselbe Methode, die auch bei CT-Scans in Kliniken eingesetzt wird, allerdings ist das System kleiner und weist eine stark erhöhte Auflösung auf. Sie stellt eigentlich 3D-Mikroskopie dar, bei der die interne Struktur von Objekten zerstörungsfrei als Bild mit sehr feiner Auflösung dargestellt wird.

Mikrodosimetrie

Teilgebiet der Dosimetrie, das Strahlenwirkung ausgehend von den Prozessen auf atomarer und molekularer Ebene beschreibt. Die Einbeziehung der Ereignisse auf molekularer Ebene und ihrer Wahrscheinlichkeitsverteilungen ermöglicht ein besseres Verständnis der Strahlenwirkung (insbesondere der biologischen, \Rightarrow relative) als die rein makroskopische, von Mittelwerten ausgehende Betrachtung. Die Dosis ist der Erwartungswert (Mittelwert) der pro Masseinheit freigesetzten Energie in einem mikroskopisch kleinen Volumen (spezifische Energie). Ein wichtiges Verfahren der M. ist die \Rightarrow Monte-Carlo-Methode.

Mikroelektronik

Zweig der Elektronik, der sich mit Entwurf, Herstellung und Eigenschaften (insbesondere monolithischer) integrierteren beschäftigt.

Der Fortfall eines besonderen Verdrahtungsschrittes und gleichzeitige Fertigung vieler Einzelbauelemente haben dazu geführt, daß Bauelemente der M. wesentlich kostengünstiger sind als herkömmliche Schaltungen, selbst wenn nur ein Teil ihrer Funktionen genutzt wird, z.B. integrierte ⇒ Operationsverstärker

Besonders kostensenkend ist die M. für die Digitalelektronik und Rechentechnik, wo gleiche Schaltungselemente sich häufig wiederholen.

Dadurch sind beispielsweise Mikrorechner auch für einfachere Anwendungen ökonomisch.

Neben Mikrorechnern sind durch die M. auch kostengünstige Bauelemente für die Datenein- und -ausgabe (z.B. Analog-Digital-Wandler) entwickelt worden, die in Verbindung mit geeigneter Software (Programme und Programmierhilfen) erst einen effektiven und breiten Einsatz von Mikrorechnern ermöglichen.

Mikrokalzifikationen

Mikroverkalkungen

Kleinste Verkalkungen in der weiblichen Mamma, die bei der Mammographie als Details ab 0,1 mm Größe nachgewiesen, einmal Kriterien der Bildgüte eines Mammogramms sind, vor allem aber für die Frühdiagnostik des Brustkrebses von Bedeutung sind.

Mikron

Nicht mehr zulässig für Mikrometer, μm :

Längenmaß, tausendster Teil eines Millimeters, millionster Teil eines Meters.

Mikrophonie

Umwandlung mechanischer Schwingungen (z.B. Antrieb von Kinokameras) von Fernsehkameras in elektrische Schwingungen, die dem eigentlichen Videosignal überlagert werden.

Dem Fernsehbild überlagern sich dann dunkle Streifen. Die Umwandlung der Schwingungen erfolgt in der Aufnahmeröhre und der ersten Stufe des Vorverstärkers.

Mikrophotometer

Geräte zur Schwärzungsmessung in kleinen Flächen.

Die Beleuchtung des Filmstücks erfolgt über einen Vorspalt durch ein Linsensystem, und ein zweites Linsensystem bildet das Stück auf einem Meßspalt ab, hinter dem sich ein Lichtmeßgerät befindet (Photoelement, Photozelle oder Sekundärelektronenvervielfacher mit einem Galvanometer).

Der Photostrom kann auf einer meist direkt in Schwärzungswerten geeichten Skala abgelesen oder über einen Schreiber als Kurve registriert werden. Im letzteren Fall wird auch ein motorischer Vorschub des Filmes angewendet.

Schematische Darstellung eines Mikrophotometers

Dabei ist auf absolute Planlage des Filmes zu achten, da sich sonst die Schärfe und damit der Photostrom ändern. Länge und Breite des Meßspaltes sind sehr genau einstellbar (Mikrometerschraube), und es lassen sich effektive Spaltbreiten von etwa $1\ \mu\text{m}$ erreichen.

Bei Meßfeldern dieser geringen Größe spielt die Körnigkeit der Silberverteilung im Negativ bereits eine beträchtliche Rolle, und dem der eigentlichen Bildstruktur entsprechenden Photostrom ist ein Störsignal (Rauschen) überlagert, das die Auswertung der Registrierkurven erschwert.

Wählt man die Spaltabmessung zu klein, macht das Rauschen eine Bildauswertung unmöglich, sind sie zu groß, entspricht die Registrierkurve nicht dem Bild.

Die Abbildungsgüte eines M. wird durch eine Modulationsübertragungsfunktion beschrieben, die vom optischen System (Tiefenschärfe, die von der Apertur abhängt), vom Vorspalt, der Spaltbreite und einer Verkantung des Spaltes gegenüber einer zur Meßrichtung senkrechten Linie abhängt.

Bei der Bestimmung der MÜF aus Bildern entsprechender Testobjekte müssen die Ergebnisse mit der MÜF des M. korrigiert werden.

Mit Ausnahme der Aufnahmen ohne Verstärkerfolien ist jedoch der Ortsfrequenzbereich der Bilderzeugungssysteme der Radiologie so klein, daß in diesem Bereich eine MÜF des M. nahe 1 erreicht werden kann.

Mikroprogramme

Bei Rechnern der 3. Generation ist die Befehlsausführung in der Zentraleinheit nicht mehr fest verdrahtet.

Es laufen vielmehr kleine Programme, M. ab. Dadurch kann die Befehlsstruktur der Anlage dem Einsatzgebiet der Rechner besser angepaßt werden.

Mikroprozessor

Als Zentraleinheit eines Mikrorechners arbeitender integrierter Schaltkreis.

Der M. enthält neben der die eigentlichen Operationen ausführenden Arithmetik-Logik-Einheit (ALU) Register zur Zwischenspeicherung von Adressen und Zwischenergebnissen.

Sie sind durch einen internen Datenbus verbunden.

Mikroradiographie

E: microradiography

Röntgendarstellung von sehr dünnen Objekten (biologische Gewebeschnitte = Historadiographie, Dünnschliffe von Metallen oder Erzen) mit nachfolgender mikroskopischer Auswertung; auch als Autoradiographie [= »Mikroautoradiographie«], d.h. als semiquantitative Radioaktivitätsbestimmung durch Auszählen der geschwärzten Körner des Films).

Man verwendet Erzeugerspannungen für die Röntgenstrahlung von 3–10 kV und einen sehr kleinen Brennfleck ($\geq 5 \mu\text{m}$).

Bei Metallen und Erzen wird mit charakteristischer Strahlung gearbeitet, um Absorptionskanten im Objekt ausnutzen zu können. Verstärkerfolien werden im allgemeinen nicht angewendet, jedoch ist in manchen Fällen die Anwendung von dünnen Metallverstärkerfolien (Bleiverstärkerfolien) möglich.

Als Filme dienen sehr feinkörnige Typen, die Empfindlichkeit spielt eine untergeordnete Rolle.

Die M. erlaubt bei Kontaktaufnahmen (Kontakt-M.) eine optische Nachvergrößerung bis etwa 200-fach. Außerdem kann eine direkte geometrische Vergrößerung angewendet werden (Projektions-M.), so daß insgesamt der Faktor 1 000 erreicht werden kann.

Der Begriff M. wird gelegentlich auch für med. Aufnahmen bei direkter Vergrößerung angewendet.

Mikrorechner

Aus integrierten Schaltkreisen mit hohem Integrationsgrad aufgebauter Digitalrechner.

Die zentrale Verarbeitungseinheit (ZVE) ist ein Mikroprozessor.

Er arbeitet mit Speicherschaltkreisen über ein Bussystem (Datenbus) zusammen [Festwertspeicher, ROM, Lese-Schreib-Speicher, RAM].

Weitere Halbleiterbauelemente übernehmen Ein- und Ausgabeoperationen und Steuerfunktionen.

Es gibt verschiedene Typen von M., die sich in ihrer Leistungsfähigkeit und Ausbaufähigkeit unterscheiden. Das Spektrum reicht vom Einchip-Rechner (ZVE mit RAM und ROM) bis zum Mikrocomputer mit 8 bis 64 bit Wortlänge.

Der Einsatz der M. erfolgt vor allem als Prozeßrechner.

Das geringe Volumen und der relativ geringe Preis der M. ermöglichen einen breiten Einsatz auch für kleinere Aufgaben der Steuer- und Regeltechnik.

Durch die Realisierung der Steuer- und Regelfunktionen mittels entsprechender Programme (Software) können größere Änderungen an einem mikrorechnergesteuerten Gerät leicht durchgeführt werden.

Einsatz in Röntgeneinrichtungen für Belichtungsautomatik, programmierte Aufnahmetechnik, Netzkompensation und Überlastungsschutz, in Entwicklungsmaschinen zur Optimierung der Verarbeitungsbedingungen.

[Blockschaltbild eines Mikrorechners.](#)

[Der Datenaustausch erfolgt über ein Bussystem. Steuerelektronik und Zusatzlogik kontrollieren den Datenaustausch und den Ablauf der Arbeitstakte](#)

Mikrosphären

Partikel eines vorgefertigten Serum-Albumin-Granulats von rundlicher Gestalt mit einem Durchmesser von etwa 40 μm ($\pm 8 \mu\text{m}$ Schwankungsbreite), die in der Nuklearmedizin nach der Markierung mit In-113m zur Perfusionsszintigraphie der Lungen (Lungenszintigraphie) eingesetzt werden.

Gegenüber der Perfusionsszintigraphie (Durchblutungs-Szintigraphie) mit ^{131}I -Makroaggregaten senkt die Perfusions-Sz. mit In-113m-M. die Strahlendosis des Ganzkörpers auf 10%; die Strahlendosis der Lungen liegt nur bei etwa 1,5–2 mGy (0,15–0,2 rd).

Durch das Fehlen kleinerer Partikel bei Anwendung der In-113m-M. kommt es zu keinem nennenswerten Übertritt dieser kleinen Partikel in den großen Kreislauf.

⇒ Kontrastmittel

Mikrotipmanometer

Gerät zur direkten, intrakardialen bzw. intravasalen Blutdruckmessung.

Durch einen an der Spitze eines speziellen Katheters installierten Druckmeßwandler ist eine amplituden- und phasenfehlerfreie Blutdruckmessung möglich.

Es werden M. produziert, die eine simultane Erfassung des Phonokardiogramms erlauben.

Für spezielle Untersuchungen des Herz-Kreislaufsystems stehen M. zur Verfügung, über deren Länge mehrere Druckmeßwandler verteilt sind (Ermittlung von Druckgradienten und exakte Phasenmessungen).

Weitere Vorteile der M. sind die geringe Empfindlichkeit gegenüber Bewegungen und Erschütterungen des Katheters während des Meßvorganges sowie der Wegfall von hydrostatischen Einflüssen bei vertikalen Lageänderungen von flüssigkeitsgefüllten Kathetern.

Ein zusätzliches Lumen im Katheter erlaubt die Blutentnahme während der Druckmessung, die externe Blutdruckmessung oder auch eine Infusion von Flüssigkeiten bzw. Kontrastmittelinjektionen.

Mikrotron

Kreisbeschleuniger für Elektronen, bei dem die Elektronengruppen bei jedem der wiederholten Durchgänge durch das beschleunigende elektrische Hochfrequenzfeld eines Hohlraumresonators einen Energiezuwachs um ganzzahlige Vielfache (meist 1–3) der Elektronenruheenergie von 511 keV erhalten.

Dabei ändert sich die Umlaufzeit und der Radius der Umlaufbahn der Elektronengruppen in dem zeitlich konstanten, homogenen Magnetfeld (senkrecht zur Bahnebene der Elektronen) proportional zur Massenzunahme der Elektronen. Die Zeitdifferenz zwischen 2 Umläufen beträgt stets ganzzahlige Vielfache der Hochfrequenzperiodendauer, so daß die Elektronengruppe mit der Hochfrequenz im Takt bleibt.

Typischerweise ist die Energiebreite der beschleunigten Elektronen etwa 1/10 des Energiegewinns pro Umlauf. Die extreme Homogenitätsanforderung an das Magnetfeld begrenzt die Zahl der Umläufe in der Praxis auf etwa 40. Das entspricht einem günstigsten Energiebereich für Mikrotrons von 5–25 MeV.

Bei der wichtigsten Anwendung für die Strahlentherapie mit Hochenergiephotonen und -elektronen erlaubt die geringe Energiebreite Therapiekonstellationen mit einem Mikrotron und verschiedenen Bestrahlungsräumen.

Rennbahn-Mikrotron

Das Rennbahn-Mikrotron (e: racetrack microtron) stellt eine Weiterentwicklung für das Erreichen höherer Energien bei kompakter Bauweise dar. Der Magnet ist längs der Achse durch den Resonator und die Mittelpunkte der Kreisbahnen in zwei symmetrische Halbmagnete mit einem feldfreien Raum dazwischen geteilt. In dem feldfreien Raum steht statt eines Resonators ein kleiner Linearbeschleuniger, der den Elektronen je Umlauf z. B. eine Energie von 5 MeV zuführt. Jede Umlaufbahn hat die Gestalt einer Rennbahn: sie besteht aus zwei Halbkreisen mit geraden Verbindungsstrecken dazwischen. Rennbahn-Mikrotrons gibt es kommerziell bis zu 50 MeV.

Rennbahn-M. mit einem Energiegewinn von 5,11 MeV pro Umlauf und einer Maximalenergie von 50 MeV werden kommerziell für die Strahlentherapie gefertigt.

Mikroverfilmung von Röntgenaufnahmen

Verkleinerte optische Abbildung von Röntgenaufnahmen auf einem hochauflösenden Film zur Platzersparnis im Archiv bzw. zur Weitergabe an den behandelnden Arzt.

Gängige Formate der Kopien sind in Millimetern 100 x 100, 35 x 35 und 16 x 16 z.T. auf Filmbälgen (Microfiches) zusammen mit Textinformation.

Nachteilig ist ein gewisser Bildgüteverlust (besonders Feinstrukturen), der vor allem auf die durch das kleine Format stärker wirksame Filmkörnigkeit zurückzuführen ist.

Die M. konnte sich infolge der zusätzlichen Personal- und Filmkosten nicht allgemein durchsetzen.

Mikroverkalkungen

E: microcalcifications

Röntg. krebserdächtiger Mammographiebefund, der mit Nestern von extrem kleinen (150-400 µm, Lupe!), oft unregelmäßig geformten Kalkschatten einhergeht; histologische Klärung unbedingt erforderlich.

Mikrowellen-Thermographie

Verfahren der Thermographie, bei dem im Unterschied zur üblichen oder Infrarotthermographie (Wellenlängenbereich um 10 µm) die Ausstrahlung der längeren Mikrowellen (Bereich 1–20 cm) zur Temperaturmessung benutzt wird.

Die Strahlung dieses Wellenlängenbereichs stammt infolge ihres größeren Durchdringungsvermögens aus tieferen Körperschichten, das Auflösungsvermögen ist jedoch auf Strukturen von 1 cm Größe begrenzt. Die Messung erfolgt durch die aus der Nachrichtentechnik bekannten Parabolantennen und durch punktwises Abtasten der untersuchten Fläche. Es sind rauscharme elektronische Verstärker (wie in der Radioastronomie) erforderlich.

Bisher Versuchseinsatz zur Mamma-Diagnostik.

Mikrowellentherapie

Mikrowellendiathermie, E: microwave diathermy

Medizinische Anw. hochfrequenter Zentimeterwellen (meist 12,25 cm = 2450 MHz), die im Strahlungsfeld eine nur relativ geringe Tiefenwirkung erzielen (HWD bei ca. 2,5 cm); Anw. bei oberflächlichen Prozessen.

Miktion

Mictio

die natürliche Harnentleerung aus der Blase

Miktionsurethrographie

Darstellung der Harnröhre mit positivem Kontrastmittel nach vorangegangener Kontrastmittelfüllung der Harnblase (entweder durch Ausscheidungsurographie oder über einen in die Harnblase eingeführten Katheter).

Miktions-Zysto-Urethrographie

MZU, Miktionsurogramm, E: voiding cystourethrogram

Urethrozystographie während des Wasserlassens.

Röntgendiagnostisches Kontrastmittel- (KM) Verfahren zur Darstellung der morphologischen Verhältnisse und funktionellen Vorgänge im Bereich der ableitenden Harnwege, vor allem in der Kinderröntgenologie angewendet.

Unters.-Technik: Blasenfüllung mittels Blasenkatheter oder mittels Blasenpunktion. Die Kontrastmittelmenge schwankt in Abhängigkeit vom Alter des Kindes zwischen 25–350 ml Visotrast. Danach Anfertigung von Röntgenaufnahmen im Liegen oder Stehen sowie in Schrägposition (30° bis zu 45°). Letztere erfolgen bei kräftigem Miktionsstrahl.

Indikationen: Pathologisches Ausscheidungsurogramm, Harnwegsinfektionen, Miktionsstörungen, anorektale und genitale Fehlbildungen. Besonderes Augenmerk ist auf den Strahlenschutz wie der Verwendung von Hodenkapseln zu legen.

mil

Das mil ist eine in den USA gebräuchliche Längeneinheit

$$1 \text{ mil} = 1 / 1000 \text{ inch (Zoll)} = 25,4 \text{ } \mu\text{m}$$

Milligramm-Stunden

mgh

Veraltete, zur Radiumdosierung benutzte Einheit.

Sie gibt das Produkt aus Menge des Ra in Milligramm und Bestrahlungsdauer in Stunden (h) an.

Millimikron

m μ , E: millimicron

Nanometer

Milz

Splen, Lien, E: spleen

Das unpaare, dem RES zugehörige, größte lymphoretikuläre Organ (bohnenförmig, ca. 12 · 7 · 4 cm; 200 g), das - von einer Kapsel (Tunica fibrosa lienis) u. Bauchfell umgeben u. durch Bänder an Nachbarorganen fixiert - tief im linken Hypochondrium in der Bauchhöhle liegt (etwa parallel zur 10. Rippe).

Besteht aus einem kollagenbindegewebigen Gerüst (Balken = Milztrabekel = Trabeculae splenicae in Fortsetzung der Kapsel) u. aus der dieses ausfüllenden schwammig-weichen Milzpulpa. Ist in den Kreislauf eingeschaltet als Blut-(v.a. Lymphozyten-)Speicher, Antikörper-Bildungsstätte, Aussonderungsort nicht mehr intakter Blutzellen.

Schema der Milz (venöser Schenkel dunkel)

- 1 Tunica fibrosa (»Milzkapsel«)
- 2 Trabeculae (»Milzbälkchen«)
- 3 Folliculus lymphaticus (»Milzfollikel«, mit Zentralarterie u. »Knötchenkapillaren«)
- 4 Sinus venosus
- 5 Vagina periarterialis lymphatica
- 6 Penicilli (»Pinselarterien«, mit »Hülsenkapillaren«)
- 7 »Milzstrang«
- 8 Fibrae reticulares

Milzkreislauf

E: splenic circulation

Der am Milzhilus beginnende Blutkreislauf über die Arteria lienalis u. ihre Verzweigungen (Balken-, Pulpa-, Zentral-, Pinselarterien), deren »Hülsenkapillaren« schließlich in die Milzsinus, z.T. auch frei in die Maschenräume der roten Pulpa münden,

Abfluß erfolgt über Pulpa- u. Balkenvenen in die Vena lienalis. Der Blutdruck entspricht etwa dem in der Pfortader.

Die gesamte Blutmenge passiert in 24 Std. über 500mal das Organ.

Milzszintigraphie

Nuklearmedizinische Methode zur Darstellung morphologisch-topographischer Veränderungen der Milz durch Szintigraphie.

Das Verfahren basiert darauf, daß physikalisch, chemisch oder immunologisch geschädigte Erythrozyten durch die Milz abgefangen werden.

Die M. erfolgt 2–6 Std. nach Injektion von Cr51, Tc99m oder In111 bzw. In113m markierter, thermisch veränderter Erythrozyten. Die Szintigraphie zur objektiven Organbeurteilung erfordert mehrere Projektionen (ventro-dorsal, dorso-ventral und seitlich).

Indikationen:

Feststellung der Milzgröße, Abgrenzung der Milz von Oberbauchtumoren, zur Therapiekontrolle bei Hämoblastosen. Nachweis von umschriebenen Zirkulations- und Funktionsstörungen der Milz.

Minimal invasive Chirurgie

Alle operativen, d.h. unter Verletzung der Körperoberfläche durchgeführten therapeutischen u. diagnostischen Maßnahmen, die ohne größeren Hautschnitt (v.a. ohne breite Eröffnung einer Körperhöhle) u. bei verhältnismäßig geringer Belastung des Patienten stattfinden können.

v.a. die endoskopischen Operationsverfahren (z.B. Meniskotomie, Karpaltunnelspaltung bei Karpaltunnelsyndrom, endoskopische Sterilisation oder endoskopische Appendektomie bzw. Cholezystektomie).

Minimal invasive Neurochirurgie

E: minimal invasive endoscopic neurosurgery, MIENS

Alle operativen Maßnahmen in der Neurochirurgie, die ohne breite Eröffnung des Operationsgebietes u. für den Patienten als verhältnismäßig wenig belastender Eingriff durchgeführt werden können.

v.a. Eingriffe mit dem Endoskop, z.B. die endoskopische Karpaltunnelspaltung bei Kompression des N. medianus oder die perkutane Nukleotomie bei Bandscheibenvorfall ohne Sequesterbildung.

Mineralgehaltsbestimmung

Radiologische Meßmethoden für den Mineralgehalt vorwiegend von Knochen, aber auch von anderen Geweben (z.B. Kalkgehalt von Lungenrundherden, Eisengehalt der Leber), die alle die unterschiedliche Strahlungsschwächung in Knochen und Gewebe ausnutzen.

Konventionelle Röntgenologie:

Ziel ist eine Frühdiagnose der Osteoporose. Durch visuelle Auswertung einzelner Röntgenaufnahmen kann eine Verminderung des Mineralgehalts erst erkannt werden, wenn sie 30% überschritten hat. Zu unterscheiden sind:

1. **Einenergiemethoden:** Sie verwenden nur eine Strahlenqualität und erlauben die Bestimmung des Schwächungskoeffizienten des Knochens bei Kenntnis seiner Dicke, meist durch Vergleich mit einem gleichzeitig abgebildeten Vergleichsnormale.
2. **Zweienergiemethoden:** Durch Bestimmung der Schwächung zweier stark unterschiedlicher Strahlenqualitäten erhält man 2 Schwächungskoeffizienten, aus denen zusätzlich der Mineral- und Bindegewebsanteil des Schwächungskoeffizienten bestimmt werden kann. Krokowski verwendet z.B. Strahlungen von 60 und 200 kV (Therapiegenerator "S t im wesentlichen auf dem Photoeffekt und hängt dabei stark von der Ordnungszahl der Atome des schwächenden Gewebes ab. Bei 200 kV ist die Schwächung im wesentlichen nur noch von der Dicke und Dichte des Objektes abhängig. Der photometrische Vergleich der beiden Aufnahmen läßt also den Einfluß der Ordnungszahl (Ca, P) erkennen.
3. **Scan-Methoden** bei denen ein Querschnittsprofil der Strahlenschwächung des Knochens gewonnen wird. Aus den Schwächungswerten von Spongiosa und Compacta lassen sich dann zusätzliche Erkenntnisse gewinnen.

Alle 3 Methoden lassen sich ähnlich wie die Densigraphie unter Umgehung von Röntgenaufnahmen mit Detektoren verschiedener Art durchführen.

Computertomographische Methoden:

1. **Einenergiemethode:** Ausnutzung des Zusammenhanges zwischen Mineralgehalt (Dichte) des abgebildeten Objektes und dem meßbaren CT-Wert. Von Vorteil ist die genaue anatomische Identifikation des Meßobjektes. Fehlereinflüsse: Aufhärtungseffekte infolge unterschiedlicher Körpergewebesammensetzung und unterschiedlicher Lage des Meßobjektes im Körper. Patientenbewegung, Positionierung der Meßebeine.
2. **Zweienergiemethode:** Ermittlung von CT-Bildern mit 2 unterschiedlichen Röhrenspannungen, z.B. 75 kV und 125 kV. Calcium zeigt bei Spannungsänderung wesentlich stärkere Absorptionsunterschiede als Weichteilgewebe. Nach Subtraktion beider Bilder werden die mineralhaltigen Bereiche erkennbar. Die Differenz der CT-Werte der beiden Bilder d.h. der CT-Wert des Subtraktionsbildes wird vom Mineralgehalt bestimmt. Anwendung auch in einem CT-Abtastvorgang bei Spannungsumschaltung von Abtastpuls zu Abtastpuls, dadurch starke Reduzierung von Bewegungseinflüssen.

Minimalkontrast

1. Bezeichnung für den kleinsten mit dem menschlichen Auge noch wahrnehmbaren Kontrast. Die Größe des M. hängt sehr stark von den Betrachtungsbedingungen ab und kann bis zu einigen Prozent und darunter betragen.
2. Zur Kennzeichnung der Abbildungsgüte von Bilderzeugungssystemen, insbesondere mit Bildverstärkern, wichtige Größe. Der M. gibt an, wie groß ein Kontrast bei großflächigen Details sein muß, um im Bild zu erscheinen. Bei Röntgenbildverstärkern soll der M. $< 4\%$ sein, wobei diese Angaben aus $[\frac{I_1 - I_2}{I_1} \cdot 100] [\%]$ berechnet werden. Dabei bedeuten I_1, I_2 Dosisleistung hinter 20 mm Al-Zusatzfilter bzw. 20+d mm, wobei d(0,2–0,6 mm) die Dicke eines zusätzlichen Al-Filters mit einer Bohrung von etwa 3,5 cm Durchmesser darstellt. Gemessen wird bei 7 mm Al-HWS (etwa 80 kV) und 100 μ R/s Eingangsdosisleistung am BV.

Minutenvolumen

1. Blutvolumen, das pro min durch das Herz fließt. (Schlagvolumen \cdot Herzfrequenz), in Ruhe etwa 5 l/min.
2. Atem-M.: 6,7 l/min bei ruhiger Atmung.

MIRD

Medical Internal Radiation Dose Committee. Autorenkollektiv, das Empfehlungen für die Dosisberechnungen nach Inkorporation von Radionukliden erarbeitet hat. Danach gilt für die Dosis in einem Volumen V_1 durch Bestrahlung aus einem Volumen V_2

Darin bedeuten $\int A(t)dt$ die zeitabhängige angereicherte Aktivität im Organ [$\mu\text{Ci} \cdot \text{h}$], D_i eine die Volumendosis charakterisierende Konstante $g \cdot \text{rd}/\mu\text{Ci} \cdot \text{h}$ der i -ten Komponente des betrachteten Radionuklids entsprechend Zerfallschema.

m : Masse von V_1 , Φ_i : in V_1 absorbiertes Strahlungsanteil.

Misch-Scan

E: compound scan

»Compound Scan« der Ultraschall-Diagnostik

Mitarbeiter, verantwortlicher

Zur Anleitung und Beaufsichtigung von Werkträgern, die in Strahlenschutzbereichen tätig sind, eingesetzter Mitarbeiter mit Weisungsbefugnis. Zu seinen Aufgaben gehören z.B.: Einrichtung von Strahlenschutzbereichen, Festlegung der Strahlenschutzwerkträgern, Belehrungen, Ausarbeitung der betrieblichen Strahlenschutzordnung, Organisation von Strahlenschutzmaßnahmen.

Mittellinientomographie

Röntgenschnittuntersuchungsverfahren der Medianebene des Körpers, z.B. des Schädels, nach Pneumoencephalographie.

⇒ Tomographie

Mittelschatten

E: median shadow

Mediastinalschatten, E: mediastinal shadow

Röntg. die gemeinsame Schattenfigur der Mediastinalorgane (Herz, Pulmonalarterienstamm u. zugehörige Begleitvenen, Aorta; i.w.S. einschließlich Speiseröhre, Trachea, Sternum, Wirbelsäule).

Mittlere Energie zur Erzeugung eines Ionenpaares in Gasen

Die mittlere Energie zur Erzeugung eines Ionenpaares in Gasen (W-Wert) ist

$$W = E/N \quad \text{Einheit: J,} \quad \text{oft gebraucht: eV}$$

E ist die Energie, die ein geladenes Teilchen bei vollständiger Abbremsung in einem Gas auf das Gas überträgt, N die mittlere Anzahl der dabei gebildeten Ionenpaare. Der Quotient W/e wird als Ionisierungskonstante des Gases für die Teilchenart bezeichnet (e Elementarladung).

$$\text{Für trockene Luft und Elektr. } W/E = (33,97 \pm 0,06) \text{ J/C}$$

andere Gase und Teilchen s. ICRU 31

Mittlere Lebensdauer

Bei radioaktiven Atomen der Ausdruck $1/\lambda$, wobei λ die Zerfallskonstante ist.

⇒ Zerfallsgesetz, radioaktives

MKS-System

Metrisches Maßsystem, bereits 1795 von der französischen Nationalversammlung angenommen, das von den Grundeinheiten Meter, Kilogramm und Sekunde ausgeht.

Durch das Internationale Einheitensystem (SI) abgelöst.

Mobilität

Ein wichtiges Kriterium, welches die Leitfähigkeit eines Halbleiters bestimmt, ist die Mobilität μ . Sie beschreibt wie stark die Bewegung eines Ladungsträgers durch ein äußeres Feld beeinflusst wird. Bei thermischem Gleichgewicht bewegt sich ein freier Ladungsträger in alle Raumrichtungen mit hoher Ge-

schwindigkeit und kollidiert hierbei mit Gitteratomen und anderen Streuungspunkten. Die durchschnittliche Zeit und Distanz zwischen den Kollisionen bezeichnet man als mittlere freie Zeit τ_c und als mittlere freie Weglänge. Durch ein äußeres elektrisches Feld wird ein Ladungsträger zusätzlich mit der Geschwindigkeit v in eine bestimmte Richtung bewegt. Für ein Elektron gilt:

wobei q die Ladung des Elektrons und m_n dessen effektive Masse ist. Der Parameter (τ_c/m_n) ist ein Proportionalitätsfaktor, welcher als die Mobilität μ bezeichnet wird. Somit gilt für Elektronen:

Der spezifische Widerstand eines Halbleiters ist direkt von dessen Mobilität abhängig. Er wird aus Mobilität und Ladungsträgerkonzentration von Elektronen und Löchern berechnet:

Modulation

Jede Art der Beeinflussung einer charakterist. Größe (Amplitude, Frequenz, Phase) von period. Vorgängen, i.e.S. von elektromagnet. Wellen bzw. Schwingungen, Lichtstrahlen (z.B. Laser) oder Impulsfolgen zum Zwecke der Übertragung von Signalen oder Nachrichten (z.B. bei Hörfunk und Fernsehen).

Die beeinflusste Schwingung bzw. Welle wird als Trägerschwingung bzw. Trägerwelle, ihre Frequenz als Trägerfrequenz bezeichnet, die Frequenz des modulierenden Signals als M.frequenz. Eine Trennung von Träger- und M.schwingung, die Demodulation, geschieht im Empfänger.

Man unterscheidet bei der M. einer Sinusschwingung (Sinusträger) die Amplituden-M. (AM), bei der die Amplitude der Trägerschwingung entsprechend der modulierenden Schwingung verändert wird, und die Frequenz-M. (FM), bei der die Änderung durch M. der Frequenz selbst erfolgt.

Modulationsempfindlichkeit

Kontrastempfindlichkeit

Vermindert man bei einem Sinusraster die Modulation

erreicht man einen Schwellenwert für die Erkennung.

Der Kehrwert heißt M. Die M. als Funktion der Ortsfrequenz heißt Modulationsempfindlichkeitsfunktion. Die M. steigt an mit der Leuchtdichte und ebenso steigt der erkennbare Ortsfrequenzbereich (Auflösungsvermögen). Für foveales Sehen genügen für gleiche M. geringere Leuchtdichten.

Zwischen dem Maximum der M.-Funktion S , der Bandbreite W und der Leuchtdichte B besteht folgende Beziehung:

$$S \cdot W \sim 0,5 B$$

Modulationsgrad

Verhältnis der Amplitude $(L_1-L_2):2$ zum Mittelwert $(L_1+L_2):2$ einer periodischen Größe.

Modulationsübertragungsfunktion

Modulationsübertragung, MÜF, früher Kontrastübertragungsfunktion

Betrag der optischen Übertragungsfunktion.

Die MÜF ist ein Maß dafür, wie Kontraste im Strahlenbild auf das Bild übertragen werden, und zwar in Abhängigkeit von der Detailgröße. Sie gibt den Zusammenhang zwischen dem Übertragungsfaktor und der Ortsfrequenz an.

Unter dem Übertragungsfaktor versteht man das Verhältnis der Größe

wobei die Größe $(L_1-L_2):(L_1+L_2)$ Modulation oder auch Kontrast heißt (daher der frühere Name KÜF).

L_1 und L_2 sind Maximum und Minimum der Dosisleistung, Leuchtdichte, Schwärzung oder einer anderen physikalischen Größe im Strahlenbild und Bild eines Linienrasters, dessen Hell-Dunkel-Übergänge sich sinusförmig ändern.

Geht man von nichtsinusförmigen Linienrastern aus Rechteckraster, muß eine rechnerische Korrektur der Meßwerte erfolgen. Im allgemeinen wird die MÜF auf die Ortsfrequenz 0, auf die Übertragung unendlich breiter Linien normiert. Das bedeutet, daß der entsprechende Übertragungsfaktor willkürlich gleich 1 gesetzt wird. Die MÜF beschreibt, wie die Amplituden der Ortsfrequenzen relativ zur niedrigsten übertragen werden (Kontraste kleiner Details relativ zum Kontrast großer Details), nicht jedoch, wie ein Bilderzeugungssystem (BES) diese Frequenzen relativ zu einem anderen System überträgt.

Durch die Normierung fällt eine Konstante, nämlich das Verhältnis von Bildkontrast zu Objektkontrast bei der Abbildung großflächiger Details heraus. Dies ist neben der MÜF eines BES eine für die Charakterisierung des Systems wesentliche Größe. Die Bedeutung der MÜF liegt im folgenden:

1. Die MÜF eines BES ergibt sich als Produkt der MÜF der einzelnen Glieder des Systems, sofern diese linear sind, eine Bedingung, die bei Leuchtschirmen und Linsen exakt, im übrigen annähernd erfüllt ist.
2. Sie gibt an, in welchem Maß die am Objektaufbau beteiligten Ortsfrequenzen an der Ausbildung der Bilddetails mitwirken oder mit welcher Amplitudenverminderung die Ortsfrequenzen des Strahlenbildes auf das Bild (z.B. Film) übertragen werden.

Das BES kann dabei als Frequenzfilter aufgefaßt werden, Übertragungstheorie, Frequenzanalyse.

Feine Details entsprechen hohen Ortsfrequenzen und werden bei schlechter MÜF mit entsprechend vermindertem Kontrast abgebildet. Je breiter der Ortsfrequenzbereich ist, den das BES überträgt, desto schärfer erscheinen die Bilddetails und desto kleinere Details können auf das Bild übertragen werden. Je weniger hohe Ortsfrequenzen übertragen werden, desto flacher werden die Schwärzungsübergänge im Bild.

Bei nicht isotropen Abbildungsvorgängen Isotropie wie die Röntgenabbildung durch den Brennfleck und die Tomographie ist die MÜF für jede Richtung des Bildes (Orientierung des Linienrasters) verschieden. Sie muß dann als zweidimensionale Funktion aufgefaßt werden.

Übertragungstheorie und MÜF werden auf alle Bilderzeugungs- und Übertragungsprozesse also auch in der Photographie und Nuklearmedizin angewandt.

Großes Detail

Kleines Detail

Dosis vert. im Strahlenbild

Ortsfrequenz Spektrum

Bild

Abbildung großer und kleiner Details durch ein Bilderzeugungssystem.

Beim großen Detail (a) werden die Nebenmaxima im Ortsfrequenzspektrum unterdrückt, welche die scharfen Kanten aufbauen.

Lex M

Es resultiert eine Verwaschung der Kanten. Beim kleinen Detail (b) werden auch die das Detail aufbauenden Ortsfrequenzen kleiner als das Auflösungsvermögen durch die MÜF ausgefiltert.
Hier tritt zusätzlich eine Verminderung des Maximalkontrastes auf.

Die Modulationsübertragung kann durch Projektion eines Testobjekts auf eine fotografische Emulsion bestimmt werden. Das Testobjekt besteht aus einer Serie von parallelen Streifengruppen. Die Durchlässigkeitskurve dieses Testobjektes, quer zu den Streifen aufgetragen, hat eine sinusförmige Gestalt.

Die Breite der Streifen nimmt kontinuierlich ab und ihre Ortsfrequenz (Anzahl pro mm) nimmt kontinuierlich von einer Seite des Testobjektes zu der anderen zu. Durch die Projektion wirken auf die Emulsion eine Reihe von Lichtdosen ein, die durch die Transmission der Streifen des Testobjektes bedingt sind. Die Intensität kann durch die Modulation ausgedrückt werden, d.h. durch das Verhältnis der Amplitude A zu ihrem Mittelwert a .



wobei $(I.t)_{\max}$ und $(I.t)_{\min}$ die maximale bzw. Signalintensität darstellen, ausgedrückt in Belichtungsgrößen.

Alle Streifen des ursprünglichen Testobjektes haben die gleiche Modulation M_0 .

Das fotografische Bild des Testobjektes wird mit Hilfe der Schwärzungskurve durch Belichtungsgrößen ausgedrückt, und daraus kann die Modulation berechnet werden. Wegen der Lichtstreuung hat die Modulation M_r des fotografischen Bildes im allgemeinen einen kleineren Wert als M_0 . Diese Differenz nimmt mit der Frequenz (f) des Signals zu.

Das Verhältnis $M_r : M_o$ ist die Modulationsübertragung der Emulsion. Die Veränderung des Verhältnisses $M_r : M_o$, d.h. der Modulationsübertragung als Funktion der Frequenz, wird die Modulationsübertragungsfunktion genannt. Sie wird dargestellt durch eine Kurve, die für eine bestimmte Emulsion charakteristisch ist.

Modulationsübertragungsfunktion, zeitliche

Beziehung, welche die Trägheit von Abbildungssystemen bzw. die Bewegungsunschärfe beschreibt.

Während man im allgemeinen bei der MÜF örtlich benachbarte Schwärzungs- oder Leuchtdichteunterschiede betrachtet (Ortsfrequenz), also die Übertragungseigenschaften des BES als unabhängig von der Zeit ansieht, ist dies bei Übertragung von Bewegungsvorgängen (Durchleuchtung, Kinematographie) im allgem. nicht erfüllt.

Es tritt eine Bewegungsunschärfe auf.

MÜF für einige in der Radiologie benutzte Bildaufzeichnungsverfahren:

1. Röntgenfilm ohne Verstärkerfolie (bis 70 Lp/mm);
2. Perlux-Verstärkerfolie, feinzeichnend (bis 12 Lp/mm);
3. Perlux-Verstärkerfolie, hochverstärkend;
4. Bildverstärker 17 cm (CsJ);
5. Bildverstärker 17 cm (CsJ) mit hochauflösender Fernsehkette;
6. Schirmbildkamera 110 mm;
7. Bildverstärker 17 cm (CsJ) mit alter Fernsehkette

Wendet man auf dieses Problem die Übertragungstheorie an, tritt an die Stelle der Ortsfrequenz die auf die Zeit bezogene Frequenz, wie sie in der Elektronik üblich ist. Man geht von einer zeitlichen Folge von sich sinusförmig ändernden Dosisleistungen aus (oder Bestrahlungsstärken bei einer Fernsehaufnahmeröhre) und mißt die Abnahme der Amplituden der entsprechenden Bildverteilung (Leuchtdichte, Schwärzung) bei zunehmender Frequenz.

Zeitliche Modulationsübertragungsfunktion verschiedener Vidikonröhren (A, B, C, D)
eines idealen trägheitsfreien Fernsehsystems (FS) eines Röntgenbildverstärkers (RBV) und eines Plumbikons (E)

Für Aufnahmesysteme findet man eine zeitliche MÜF, die lediglich von der Schaltzeit und der Objektbewegung bestimmt wird.

Bei Systemen mit Bildverstärkern und Fernsehketten kommen Trägheitserscheinungen in Leuchtschirmen und Photokathoden und den elektronischen Baugruppen hinzu.

Modultechnik

Modernes Konstruktionsprinzip elektronischer Geräte, bei dem der Aufbau des Gesamtgerätes aus mehreren Einzelbaugruppen (Module) erfolgt, die (z.B. über Steckverbinder) leicht ausgewechselt werden können.

Neben Vorteilen beim Service (schnelles Auswechseln der Module und anschließende industriemäßige Reparatur in der Werkstatt) können bei entsprechender Konstruktion auch Geräte entsprechend speziellen Kundenwünschen aus Modulen zusammengesetzt werden (kompakte Geräte, keine überflüssigen Funktionen).

mogi

m o g i ...

Wortteil »erschwert«, »schmerzhaft«

Moire-Gitter

Periodisches Testobjekt zur Bestimmung der Übertragungsfunktion oder speziell der Modulationsübertragungsfunktion optischer Systeme.

Ein M. besteht aus 2 Gittern (Rastern) konstanter Ortsfrequenz, deren Linien sich unter einem spitzen Winkel schneiden.

Beim Überlagerungsbild entsteht als Lichtverteilung eine periodische Folge heller und dunkler Linien, deren Ortsfrequenz vom Schnittwinkel der Ausgangsraster abhängt.

Durch einen entsprechenden Antriebsmechanismus läßt sich erreichen, daß sich die Ortsfrequenz linear mit der Zeit ändert.

Das M. stellt näherungsweise ein Sinusraster dar, und der gegenüber Rechteckrastern erheblich geringere Anteil an Vielfachen der Grundfrequenz läßt sich leicht mit elektronischen Mitteln herausfiltern.

Moire-Gitter

Mol

mol, E: mole

früher Grammmolekül

Basiseinheit der Stoffmenge im SI-System; definiert als die Menge, welche aus ebenso vielen Elementareinheiten (Teilchen) besteht, wie Atome in 0,012 kg des Nuclids ^{12}C enthalten sind:

$$1 \text{ Mol} = 6,022169 \cdot 10^{23} \text{ Stück}$$

Bei Benutzung des Mol müssen die Einzelteilchen spezifiziert sein und können Atome, Moleküle, Ionen, Elektronen sowie andere Teilchen oder Gruppen solcher Teilchen genau angegebener Zusammensetzung sein.

Molalität

E: molality

In Mol definierte Konzentration eines gelösten Stoffes pro kg Lösungsmittel.

molar

mol., m, M, E: molar

1) die Molarität betreffend; ersetzt durch Mol/l (SI-Einheit)

2) die Mahlzähne = Molaren (Dentes molares) betreffend.

Molare Größen

Auf die Stoffmenge 1 mol bezogene Größen; z.B. das Molvolumen (molares Volumen), Einheit m^3/mol .

Das Molnormvolumen (molares Normvolumen) eines idealen Gases, das Molvolumen im Normzustand ($0\text{ }^\circ\text{C}$, $1,01325\text{ bar}$), beträgt $22,414\text{ l/mol}$.

Molare Masse

Früher auch Grammol

Quotient aus der Masse eines reinen Stoffes und der zugehörigen Stoffmenge (g/mol).

Das ist die Menge eines Stoffes in Gramm, die seiner relativen Molekülmasse entspricht.

Molarität

Gehalt einer Lösung an chem. wirksamer Substanz in Mol je Liter

Molekül

E: molecule

Aus 2 oder mehr Atomen bestehendes, durch chemische Bindungskräfte in einem abgesättigten, elektrisch neutralen Zustand zusammengehaltenes Gebilde definierter stöchiometrischer Zusammensetzung.

Die kleinste Stoffeinheit, die in der Regel in allen Aggregatzuständen unverändert bleibt.

Molekulargewicht

Molekülmasse, relative, MG, Molekularmasse, molare Masse, E: molecular weight; molecular mass

Quotient aus absoluter Molekülmasse und dem zwölften Teil der absoluten Masse eines Kohlenstoffatoms.

Die Summe der Atomgewichte aller ein Molekül bildenden Atome; d.h. die Masse eines Moleküls (bei Isotopengemischen eines »mittleren« Moleküls), bezogen auf das Kohlenstoff-Isotop ^{12}C ($= 12$; Angabe in Dalton [D]), z.B.

mollis

latein. Weich, E: soft

Molprozent

Anzahl der Mole m_1 eines Stoffes, die in 100 Molen einer Mischung m_2 enthalten sind

Molybdän

E: molybdenum

Chem. Zeichen	Mo			
Ordnungszahl	42			
Atomgewicht	95,94			
Massenzahlen	98 [92, 94, 96, 96, 97, 100]			
Radioisotope		$T_{1/2}$	Energie [MeV]	Γ_H
	99	2,7 d	$\beta = 1,23$ $\gamma = 0,14$	39
Dichte	10,2			
Schmelzpunkt	2 617 $^\circ\text{C}$			
Siedepunkt	4 612 $^\circ\text{C}$			
Spezifische Wärmekapazität	0,26 J/Grad \cdot g			
Wärmeleitvermögen	1,39 (bei 100 $^\circ\text{C}$), 0,98 bei (1.000 $^\circ\text{C}$) Watt/Grad \cdot cm			
Elektronegativität	2,16 [Oxidationsstufe II]			

Häufigstes Isotop	24,13 %
1. Ionisierungsenergie	691 kJ/mol bei 25 °C
Ionenradius (Oxidationszahl)	60 pm (+VI)
Atomradius	136 pm
Elektr. Leitfähigkeit	23 MS/s bei 0 °C
Elektronenkonfiguration	2-8-18-13-1
Periodensystem	VI. Nebengruppe

Molybdän ist ein hochfestes, zähes und silbrig-weißes Schwermetall, chemisch beständiges, löst sich nur in oxidierenden Säuren; schwer schmelzbar, gut legierbar, mit Mohs Härte 5,5; in seinen Verbindungen zwei- bis sechswertig; in der Natur v.a. in Form des Disulfids (M.glanz) sowie als Bleimolybdat (Wulfenit); wichtiger Legierungsbestandteil v.a. in hochwertigen Stählen, spezifische Wärmekapazität etwa doppelt so groß wie bei Wolfram.

Mit Molybdän verarbeiteter Stahl wird härter. Molybdän gibt es in großen Mengen in Armenien und in der Mongolei. Meist wird es zusammen mit Kupfer abgebaut. Im Flugzeugbau wird Molybdän überall dort verwendet, wo Hitze entsteht. Um Stoffe schwer entflammbar zu machen, imprägniert man sie damit. Es eignet sich als Katalysator zur Schwefelentfernung. In Dünnschichttransistoren (TFT) dient es als leitende Metallschicht. Molybdänsulfid eignet sich auch als Schmiermittel.

Verwendung:

1. Anodenteller bei Diagnostik-Schnelläuferröhren. Dabei ist einem etwa 5 mm dicken Mo-Teller eine etwa 1,5 mm starke Wolfram-Rhenium-Schicht aufgesintert.
2. Als Anodenmaterial in Spezialröhren für die Mammographie. Dabei wird die bei der Strahlungserzeugung entstehende charakteristische Strahlung, $K\alpha$ - und $K\beta$ -Linien, 0,71 Å, 17,4 keV, bzw. 0,63 Å, 19,6 keV zur Bilderzeugung ausgenutzt, wobei als Filtermaterial zur Reduzierung der Bremsstrahlung ebenfalls Mo verwendet wird. Die Röhrenspannung wird zwischen 27 und 35 kV gewählt.
3. Anodenmaterial bei Glühventilen für 300–400 kV.

Dient u.a. als härtender Stahlzusatz, elektrotechnisches Material, in Form seiner - ähnlich wie Blei giftigen - Salze (= Molybdate) für histologische Färbung.

Molybdän-Röntgenröhre

Um 1970 wurde die Molybdänröhre in einer Spezialausführung mit Metallmantel für die Weichstrahldiagnostik (Mammografie) mit einem Berylliumfenster in Verbindung mit einem Molybdänfilter ausgestattet.

Damit erreichte man eine optimale Ausnutzung des Röntgenstrahlenspektrums: die kontrastmindernde, hochenergetische Röntgenstrahlung wird wirkungsvoll geschwächt, die charakteristische Eigenstrahlung des Molybdäns jedoch verläßt die Röhre nahezu ungeschwächt.

Das Ergebnis dieser Weiterentwicklung offenbart sich in scharfgezeichneten (hochbelastbare, kleine Brennflecke), kontrastreichen Mammaaufnahmen, wie sie bisher unerreichbar waren.

Auf die Möglichkeit, die charakteristische Eigenstrahlung des Molybdäns in der Mammografie auszunutzen, hat Gros schon 1966 hingewiesen.

Moment

Physik: allg. das Produkt zweier physikal. Größen, von denen eine die Dimension einer Länge (bzw. der Potenz einer Länge) hat, z.B. Drehmoment, Drehimpuls, elektr. bzw. magnet. Moment.

Moment, magnetisches,

nach Coulomb; Magnetisches Dipolmoment

Produkt aus Polstärke und Abstand der Pole bei einem magnetischen Dipol. Das m. M. ist ein Vektor, der in der Richtung der Verbindungslinie der beiden Pole liegt (vom negativen zum positiven Pol).

SI-Einheit:

$$\text{Weber} \cdot \text{Meter} \\ (\text{Wb} \cdot \text{m})$$

Im homogenen Magnetfeld wirkt auf einen magnetischen Dipol ein ihn in die Feldrichtung drehendes Drehmoment.

Es gilt:

Lex M

$$\text{Drehmoment} = H \cdot m \cdot \sin \rho$$

m = magnet. Moment

H = Feldstärke

r = Winkel zwischen m und H

Die Bahnelektronen der Atome haben ein m. M., das jeweils ein ganzzahliges Vielfaches des Bohrschen Magnetons ist, dem m. M. aufgrund der Eigenrotation (Spin) des Elektrons.

nach Ampere; Elektromagnetisches Moment

Quotient des magnetischen M. nach Coulomb und der magnetischen Feldkonstante μ_D .

SI-Einheit:

$$\begin{aligned} & \text{Ampere} \cdot \text{m}^2 \\ & (\text{A} \cdot \text{m}^2) \end{aligned}$$

Monel

Nickel-Legierung mit 68% Ni, 29% Cu, 3% C, Fe, Mn, Si. Hohe Festigkeit ($\sim 500 \text{ MN/m}^2$) und Dehnbarkeit ($\sim 45\%$), korrosionsfest.

Monitor

latein. = Mahner, Warner

- 1) Sichtgerät z.B. als Teil einer Röntgen-Fernsehkette, E: monitor (e.g. X-ray, TV monitor)
- 2) automatisch arbeitendes, meist mit akustischer u./oder optischer Warnanlage, evtl. mit automatisch eingreifenden Funktionseinheiten (für Stop, Korrekturen) ausgestattetes Kontroll- u. Warnsystem, dessen Funktionssignale ständig auf einem Bildschirm (M. i.e.S.) dargestellt werden.

Anw. med als Strahlenwarngerät (z.B. zur Überwachung der Dosisleistung an Therapieanlagen; als Spür- u. Warngerät in strahlengefährdeten Räumen), v.a. aber als optisch-akustisches Signalsystem für die laufende Überwachung vitaler Funktionen, wie Pulsfrequenz, Blutdruck, EKG, Beatmungsdruck, Temperatur (Dauerthermometer), oder der zerebralen u. spinalen Funktionen (EEG, akustisch, visuell u. somatosensorisch evozierte Potentiale).

Die Systeme sind evtl. mit dokumentierenden Datenspeichern ausgestattet.

Monitoring

Die kontinuierliche, elektronische Überwachung von Patienten, insbesondere von Risikopatienten; i.e.S. die fortlaufende, evtl. trendorientierte Aufzeichnung der Meßgrößen biologischer Funktionen, wobei Herzrhythmus u. Atmung die zentrale Rolle spielen.

Daneben können - je nach Krankheitsbild - zusätzlich andere Funktionen (z.B. Temperaturregulation, Hirndruck) einbezogen werden. Das M. geschieht über Meßfühler, Elektroden etc. am Patienten, die entsprechende Impulse an ein Meßgerät (EKG, Druckmesser, Thermometer etc.) abgeben.

Die Geräte sind heute meist mit einem Bildschirm versehen, d.h. die Funktionen können sofort visuell erfaßt werden. Bei Über- oder Unterschreiten einstellbarer Grenzwerte, z.B. kritischer Blutdruck- oder O₂-Konzentrationswerte, ertönt ein Warnsignalton. Die gemessenen Werte können über einen beliebigen Zeitraum gespeichert u. zur diagnostischen Auswertung u. Dokumentation wiedergegeben werden.

Monochromatisch

E: monochromatic

Einfarbig; nur einen sehr schmalen Wellenbereich des Lichtspektrums umfassend.

M. heißt eine Strahlung, wenn sie nur Quanten gleicher Wellenlänge oder Energie enthält. Wird im übertragenen Sinn auch für Teilchenstrahlungen benutzt.

Monochromatisches Licht (von griechisch: mono-chromos: "eine Farbe") ist Strahlung einer genau definierten Wellenlänge. Man spricht in diesem Zusammenhang auch von Monochromatischen Wellen. Den Farbreiz monochromatischen Lichts bezeichnet man als Spektralfarbe.

Idealisiert hätten alle Photonen eines monochromatischen Lichtbündels die gleiche Wellenlänge. In der Natur trifft man jedoch niemals perfekt monochromatisches Licht an. Um einen Mittelwert herum besitzen die Photonen aus quantenphysikalischen Gründen eine gewisse Bandbreite an Wellenlängen.

Monochromatisches Licht kann auf unterschiedliche Weise hergestellt werden: Es kann aus polychromatischem Licht mit dessen spektraler Verteilung mittels eines Monochromators ausgefiltert werden. Andererseits können Geräte eingesetzt werden, die direkt aus den Atomemissionen Licht abgeben.

Monochromatische Röntgenstrahlung

Resonanzfluoreszenz

Nahezu monochromatische Röntgenstrahlung mit Energien bis zu etwa 100 keV kann durch Ionisation bzw. Anregung von Atomen in einer inneren Elektronenschale (K-, L-, M-Schale) bei nachfolgender Emission der für den Atomzustand charakteristischen Röntgenstrahlung oder durch starke Filterung von kontinuierlicher Röntgenbremsstrahlung erzeugt werden.

Das letztere Verfahren ist jedoch für die praktische Dosimetrie wegen der Schwankungen der Röhrenspannung und der daraus folgenden Schwankungen der Photonen-Energieflußdichte nur begrenzt anwendbar. Die Verwendung der charakteristischen Röntgenstrahlung ist im allgemeinen vorzuziehen. Diese kann durch Stoßionisation z. B. in der K-Schale eines Targetatoms durch Elektronen (oder schwere geladene Teilchen hoher Energie, oder durch Photonen mittels Photoeffekt erzeugt werden, wenn die Elektronen- bzw. Photonenenergie größer ist als die Anregungsenergie für ein Elektron einer inneren Elektronenschale z.B. der K-Schale.

Da die Verwendung schwerer geladener Teilchen hoher Energie als Primärstrahlung sehr teuer ist und Elektronen bei ihrer Abbremsung neben der charakteristischen Röntgenstrahlung auch stets störende Bremsstrahlung erzeugen, haben konventionelle Röntgenröhren als primäre Strahlenquellen zur Erzeugung der charakteristischen Röntgenstrahlung (Resonanzfluoreszenz) die größte Bedeutung. Dabei werden hauptsächlich die K_{α} -Linien der charakteristischen Röntgenstrahlung ausgenutzt und die Beiträge anderer Linien (z. B. der K_{β} -Linien) durch Filterung unterdrückt.

Die Photonenstrahlung aus einer konventionellen Röntgenröhre trifft nach Durchdringen eines ersten Filters zur Unterdrückung niederenergetischer Photonen auf eine dünne Radiatorfolie (Fluoreszenzstrahler) aus einem Material, das zur Erzeugung der gewünschten Fluoreszenzstrahlung geeignet ist. Dort bewirkt sie nach Photoabsorption die Emission von Fluoreszenzstrahlung, die sich bei genügend großer Ordnungszahl des Radiatormaterials und ausreichend hoher Photonenenergie aus verschiedenen Spektralserien (K-, L-Serie usw.) zusammensetzt. Dann wird in dem unter 90° zur Richtung der primären Röntgenstrahlung emittierten Fluoreszenzstrahlenbündel durch ein zweites Filter der Anteil der L-Serie weitgehend unterdrückt und außerdem der Anteil der K_{β} -Linien relativ zu den K_{α} -Linien reduziert. Die anschließende Abschirmung dient zur Reduzierung des Streustrahlungsuntergrundes.

Die Energie der annähernd monochromatischen Röntgen-Fluoreszenzstrahlung kann durch die Wahl des Radiatormaterials bei genügend hoher Röhrenspannung ($eU > E_{K\beta 1}$) im Energiebereich zwischen 0,3 keV und ca. 100 keV variiert werden.

Schematischer Aufbau einer Apparatur zur Erzeugung von K_{α} -Resonanzfluoreszenzstrahlung

Für die praktische Dosimetrie müssen aus Intensitätsgründen Radiatorfolien großer Abmessungen verwendet werden, die als Flächenstrahler zu betrachten sind. Um diesen Nachteil zu vermeiden, wurde die konventionelle Reflexionsanode zur Erzeugung der primären Röntgenstrahlung durch eine zylinderförmige Transmissionsanode ersetzt, die von einer ringförmigen Kathode umgeben und zur Aufnahme des Radiatormaterials mit einer Bohrung versehen war. Mit diesem Verfahren können Fluoreszenzstrahlenquellen für den Photonenenergiebereich zwischen 17,8 keV und 77keV mit einem Quelldurchmesser von ca. 4 mm aufgebaut werden.

Spektrallinie

Atome oder Moleküle können aufgrund von Elektronenübergängen zwischen ihren Energieniveaus elektromagnetische Wellen Photonen abgeben.

Die Energiedifferenz zwischen den beteiligten Niveaus bestimmt die Energie, und somit die Wellenlänge, der entstehenden Strahlung. Nach Planck gilt hierbei:

Die Energieniveaus sind gequantelt. Deshalb existiert nur eine endliche Anzahl von Übergängen, entsprechend sind nur wenige Wellenlängen vertreten. So entsteht bei der Emission ein Linienspektrum.

Ein Laser strahlt mit einer eng definierten Wellenlänge, die dem Übergang zwischen zwei Energieniveaus entspricht. Laserlicht dieser Spektrallinie ist somit monochromatisches Licht.

Gasentladungslampen mit geringem Innendruck erzeugen ebenfalls ein Linienspektrum. Die von der Gasfüllung abhängigen einzelnen Linien besitzen eine hohe Konstanz in der Lage und sind sehr schmal. Sie werden für die Erzeugung von monochromatischer Strahlung eingesetzt. Auf Grund der (von äußeren Einflüssen unabhängigen) Farbkonstanz werden solche Spektrallampen sogar als Wellenlängen-Normal genutzt.

Monochromator

E: monochromator

Mit verstellbaren Spaltblenden ausgestattetes Prismenspektroskop zur Erzeugung streng monochromatischen Lichtes.

Prisma

Ein Prisma zerlegt Licht in Spektralfarben. Fällt Licht, mit einer geeigneten spektralen Verteilung (beispielsweise Tageslicht) durch ein Prisma, so werden Strahlungsanteile unterschiedlicher Wellenlängen verschieden stark abgelenkt. Kurzwelliges (blaues) Licht wird stärker gebrochen als langwelliges (rotes) Licht. Da die Brechzahl des Glases von der Wellenlänge abhängt, tritt das Licht je nach Wellenlänge unter einem anderen Winkel aus dem Prisma aus.

Beugungsgitter

An Beugungsgittern, das sind feine Rillen oder Fäden bestimmter Dicke und bestimmten Abstandes, wird das einfallende Licht in alle Richtungen gebeugt. Durch Interferenz entsteht in geeigneten Beugungsrichtungen eine Addition der Strahlenbündel zu praktisch monochromatischem Licht.

Um monochromatische Röntgenstrahlung zu erreichen, können kristalline Festkörper genutzt werden. Die Beugung und Interferenz erfolgt hier an den einzelnen, regelmäßig angeordneten Atomen des Kristallgitters.

Optische Filter

Ein optisches Filter ist ein selektiv-transparentes Material, das nur für Licht bestimmter Wellenlängen durchsichtig ist und anderes Licht absorbiert. Mithilfe von Filtern, die in einem nur schmalen Wellenlängenbereich transparent sind, lässt sich annähernd monochromatisches Licht erzeugen. Solche Filter werden oft als Interferenzfilter realisiert. Hierbei wird das Prinzip der Newtonschen Ringe genutzt. Durch eine genau definierte Anordnung dünner Schichten lässt sich ausreichend monochromatisches Licht aus polychromatischem (weißem) Licht herausfiltern.

Monoflop / monostabile Kippstufe

Das Monoflop oder die monostabile Kippstufe ist eine der beliebtesten Anwendungen mit dem Timer-IC NE555. Diese Kippstufe gibt nur einmal einen Impuls am Ausgang (A) ab, wenn ein kurzzeitiger Impuls von etwa 0 V am Eingang E (Pin 2) anliegt. Dieser Triggerimpuls muss kleiner als $1/3$ von $+V_{CC}$ sein.

Der Triggerimpuls muss wieder vor der eingestellten Monoflop-Zeit abfallen, weil der Ausgang sonst im High-Zustand bleibt. Man muss sich also um die entsprechende Ansteuerung von Pin 2 kümmern.

Die Dauer des Ausgangsimpulses wird durch Widerstand R_1 und Kondensator C_1 vorgegeben. Der Widerstand R_2 ist ein Pullup-Widerstand, der den Eingang der Schaltung bei fehlender Ansteuerung auf einen festen Pegel ($+V_{CC}$) legt. Der Kondensator C_1 sorgt im Kombination mit dem Widerstand R_1 durch den Aufladevorgang für eine zeitliche Komponente bzw. Verzögerung.

Die monostabile Kippstufe eignet sich, um einen kurzen Impuls zu verlängern und auf eine Impulsdauer festzulegen. Aus einem variablen Eingangsimpuls am Eingang wird ein definierter Impuls am Ausgang.

Kondensator C_2 sorgt dafür, dass die Schaltung nicht schwingt. Der NE555 kann ohne diesen Kondensator leicht ins Schwingen geraten. Bei jeder Umschaltflanke am Ausgang von Pin 3 wird eine Stromtransiente auf der Leitung $+V_{CC}$ erzeugt. Beim NE555 einen Elektrolytkondensator mit mindestens 10 μF und

parallel dazu ein 100 nF Keramikkondensator zwischen $+V_{CC}$ und GND als Stützkondensator möglichst nahe am IC einfügen.

Schon sehr kleine Spannungsänderungen an $+V_{CC}$ übertragen sich auf das Widerstandsnetzwerk. Dadurch entstehen kurzzeitige Veränderungen der Referenzspannungen. Die Folge ist ein Störverhalten. Vor allem bei höheren Frequenzen. Mit dem Kondensator C_2 wird der Betrieb stabiler.

Ansteuerung von Pin 2

Der Widerstand R_2 kann durch folgende Beschaltung bzw. Ansteuerung von Pin 2 ausgetauscht werden.

Die Ansteuerung des Schalteingangs E (Pin 2) wird gerne mit einem Taster oder Schalter realisiert. Das Problem dabei ist, dass es nicht ausreicht, den Eingang auf 0 Volt zu schalten. Dann kippt zwar der Ausgang, aber der Impuls dauert dann so lange, wie der Eingang auf 0 Volt liegt. Der Pin 2 des NE555 muss also dynamisch getriggert werden. Eine Ansteuerung des Eingangs E mit einer dynamischen Triggerung kann im einfachsten Fall über ein externes Differenzierglied (Widerstand R_3 + Kondensator C_3) erfolgen. Das Differenzierglied macht aus dem Taster-Schaltvorgang einen Impuls.

Mit der Diode über den Widerstand R_2 verhindert man, dass beim Abschalten des Schaltsignals eine Spannungsüberhöhung auf den Pin 2 entsteht.

Eine Ansteuerung kann aber auch mit ein paar CMOS-Gattern realisiert werden. In jedem Fall muss man dafür sorgen, dass die Trigger-Bedingung des NE555 mit der Ansteuerung erfüllt wird.

Funktionsbeschreibung

Im Ruhezustand der Schaltung (Trigger (Pin 2) $> 2/3$ von $+V_{CC}$) ist der Kondensator C_1 entladen. Der Discharge-Ausgang (Pin 7) schaltet ihn auf 0 V (GND). Man könnte auch sagen, "schließt ihn kurz". Erfolgt ein Impuls von 0 V am Steuereingang (Pin 2), dann wird das interne RS-Flip-Flop gesetzt. Der Discharge-Ausgang (Pin 7) wechselt in einen offenen Zustand (Open Collector).

Die Spannung an Pin 7 (Kollektor) hat - im offenen Zustand des Transistors - immer gerade die Spannung die an C_1 anliegt. Man kann auch sagen, dass in diesem Moment parallel zu C_1 ein unendlich hoher Widerstand liegt. Über den Widerstand R_1 wird der Kondensator C_1 aufgeladen, bis er $2/3$ von $+V_{CC}$ erreicht hat. Dann kippt die Schaltung in den Ursprungszustand zurück.

Im weiteren Betrieb wird der Discharge-Ausgang (Pin 7), wegen des nicht vorhandenen Kollektorwiderstands, extrem hochohmig. Über den Widerstand R_1 wird der Kondensator C_1 aufgeladen, bis er $2/3$ von $+V_{CC}$ erreicht hat. Dann schaltet der Discharge-Ausgang (Pin 7) wieder auf 0 V (GND). Der Kondensator C_1 wird aufgrund eines fehlenden strombegrenzenden Widerstandes kurzgeschlossen und entlädt sich daher schlagartig. Es gibt also keine typische exponentielle Entladekurve. Sie ist sehr steil und in bestimmten Bereichen linear. Vereinfacht gesagt, die Schaltung kippt in den Ursprungszustand zurück.

Wenn der 0-Volt-Impuls an Pin 2 länger dauert als die Zeit, die der Kondensator C_1 zum Aufladen benötigt, dann sind beide Eingänge am RS-Flip-Flop "high" und der Ausgang bleibt "high" bis an Pin 2 wieder "high" anliegt.

Beispiel für eine Bauteilliste

Zeichen	Bauteil	Wert / Typ
R1	Widerstand	68 kOhm
R1 (Alternative)	Potentiometer	50/100 kOhm
R2	Widerstand	10 kOhm
C1	Kondensator	10 μ F

Berechnung der Impulsdauer

Die Dauer des Ausgangsimpulses t_i wird durch die Bauteile R_1 und C_1 vorgegeben. Im Diagramm wird deutlich, an welchen Stellen in der Schaltung und welche Zustände innerhalb des NE555 auf die Ladezeit des Kondensators einen Einfluss haben.

C2	Kondensator	10 nF
----	-------------	-------

Möchte man die Impulsdauer t_i einstellen, dann setzt man für den Widerstand R_1 ein Potentiometer ein. Bei den hier angegebenen Beispielswerten eignet sich ein Poti von 50 kOhm oder 100 kOhm am besten.

Konstante 1,1 in der Formel für die Berechnung der Impulsdauer

Der Ladevorgang von C_1 beginnt mit dem GND-Pegel (0 V) und endet mit der oberen Triggerschwelle (Threshold voltage). Diese relative Spannung hat einen Wert von $2/3$ von $+V_{CC}$ bzw. 67% von V_{CC} ($0,67 \cdot +V_{CC}$).

Die Triggerspannung (67% von $+V_{CC}$) ist größer als die Spannung aus der R_T/C_T -Zeitkonstante ($R_T \cdot C_T$) von 63% ($0,63 \cdot +V_{CC}$). Deshalb muss die R_T/C_T -Zeitkonstante mit einem Faktor von 1,1 multipliziert werden. Doch wegen der Ungenauigkeit der oberen Triggerspannung (durch die Toleranzen der IC-internen Widerstände) gibt es eine Timing-Ungenauigkeit von ± 10 Prozent. Das bedeutet, dass der reale Faktor nicht 1,1 ist. Er kann wegen Exemplarstreuung zwischen 1,0 und 1,2 variieren. Weil der Faktor zwischen 1,0 und 1,2 liegen kann, nimmt man den Mittelwert von 1,1 und ignoriert die Toleranz bei den weiteren Berechnungen.

Lange Leitung

Wenn der Eingang (E) mit einer langen Leitung beschaltet ist, dann kommt es vor, dass die monostabile Kippstufe immer wieder auslöst, obwohl kein Impuls anliegt. Das Problem ist die lange Leitung. Dabei werden Schaltflanken von Bauelementen in der Nähe der Leitung immer wieder eingekoppelt. Ein weiterer Kondensator mit 100 nF zwischen Eingang und GND wirkt als Tiefpass und beseitigt das Problem.

Monoflop, retriggerbar

Bei einer normalen Monostabilen Kippstufe wird in jedem Fall ein Ausgangsimpuls erzeugt, wenn ein Signal (Triggersignal) am Steuereingang (Triggereingang) anliegt.

Manchmal möchte man, dass am Ausgang das Signal noch eine Zeit lang anliegt. Das bedeutet, dass erst dann der letzte Zyklus am Ausgang gestartet werden soll, wenn der Eingangsimpuls nicht mehr vorhanden ist.

Dazu wird zwischen Pin 6 bzw. 7 und Pin 2 eine Standard-Diode eingebaut (Kathode an Pin 2). Sie zieht Pin 6 und 7 auf GND, solange ein Signal am Eingang anliegt.

Im Gegensatz zum normalen Monoflop wird bei einem retriggerbaren Monoflop mit jedem Triggerimpuls innerhalb der Impulsdauer die Ausgangsimpulsdauer (nicht der Ausgangsimpuls) erneut gestartet und so der Ausgangsimpuls verlängert.

monomer

Aus einzelnen, voneinander getrennten, selbständigen Molekülen bestehend

Monte-Carlo-Methode

Mathematische Methode zur Berechnung der Ergebnisse statistischer Prozesse.

Sie kann immer dann angewendet werden, wenn es sich um Probleme handelt, die mit der Aufeinanderfolge einer großen Zahl von Zufallsprozessen (z.B. Streuwinkel bei Stoßprozessen) verbunden sind.

Im Bereich der Strahlenphysik wird sie zur Berechnung von Streuproblemen, wie spektrale Verteilungen in bestrahlten Objekten und notwendige Dicken von Neutronenabschirmungen bei Kernreaktoren, angewendet

Morbidität

Verhältnis der in einer Population an einer bestimmten Krankheit Erkrankten zur Zahl der Gesunden.

Mors

latein. der Tod, E: death.

M. putativa, E: apparent d. = Scheintod

M. subita, E: sudden death = plötzlicher Tod, z.B. Sekundenherztod.

M. s. infantum, E: sudden crib death = Kindstod, plötzlicher, unerwarteter

Morsitans = latein. beißend, stechend

Mortalität

Sterblichkeit

Zahl der Sterbefälle in einer bestimmten Zeit (z.B. Jahr) in einer Bevölkerungsgruppe (Alter, Beruf, Territorium) z.B. 1.000 oder 10.000 Personen. Bezogen auf 1.000 Personen der Gesamtbevölkerung heißt die M. Sterbeziffer.

Moseleysches Gesetz

Zusammenhang zwischen der Frequenz ν (Wellenlänge) der charakteristischen Röntgenstrahlung eines Elementes und seiner Ordnungszahl Z .

Für die K_{α} -Strahlung gilt

wobei R die Rydberg-Konstante ist. Die Quadratwurzel der Frequenz der charakteristischen K-Strahlung ist der um 1 verkleinerten Ordnungszahl proportional; die charakteristische ist um so härter, je höher die Ordnungszahl eines Elementes ist. Für die L- und M-Serien gelten ähnliche Zusammenhänge.

Lineare Abhängigkeit der Frequenzen der Röntgenlinie K_{α} vom Quadrat der Ordnungszahl der Elemente (Moseley-Grade)

Motorzeitschalter

Durch Elektro- oder Federwerkmotor angetriebene, bezüglich des Zeitablaufes einstellbare mechanische Anordnung, die einen Kontakt des Röntgengenerators zur Aufnahmeschaltung betätigt.

Mottelson

Benjamin (Ben), * Chicago (Ill) 9.7.1926, dän. Physiker amerikan. Herkunft.

Erhielt (mit A.Bohr und J.Rainwater) für die Entdeckung des Zusammenhangs zw. Kollektiv- und Partikelbewegungen in Atomkernen sowie für die darauf basierende Entwicklung einer Theorie der Kernstruktur 1975 den Nobelpreis für Physik.

Mottle

Die Zahl der zur Erzeugung eines Röntgenbildes notwendigen Quanten ist, besonders bei Verwendung von Verstärkerfolien, so gering, daß die statistischen Schwankungen der Quantenzahl je Flächeneinheit als flockenartige Schwärzungsschwankungen im Bilde sichtbar werden.

Diese Erscheinung wird gelegentlich als Mottle-Effekt bezeichnet. M. ist photographisch "eingefrorenes" Quantenrauschen.

⇒ Quantenrauschen, Rauschen

MRC-Röhre

Metall Rotalix Ceramic

Röntgenröhre mit Flüssig-Metall-Lager produziert von Philips Medical Systems DMC GmbH.

Der Hamburger Glasbläser Carl Heinrich Florenz Müller entwickelte gemeinsam mit Ärzten die erste wassergekühlte Antikathode. 1901 ehrte ihn die Röntgen-Society London dafür mit der Goldmedaille. "Röntgenmüller" produzierte im Jahr 1909 bereits 6600 Röntgenröhren und verkaufte sie weltweit. Kurz darauf begann die Philips Gloeilampenfabrik im holländischen Eindhoven, kaputte "Müller"-Röhren zu reparieren und produzierte schließlich selbst.. 1927 übernahm Philips "Röntgenmüller" und bündelte die Entwicklung und die Produktion von Röntgenröhren in Hamburg.

Metall Rotalix Ceramic

Mucosa

Latein. Schleimhaut

Mucus

latein. Schleim

Mukographie

Autoradiographie der Magenschleimhaut

Müllersches Schärfemaß

Objektives Bildgütemaß.

Die Auswertung des Bildes einer scharfen Kante erfolgt nach der Gleichung, Acutance

σ hat die Dimension einer reziproken Länge [1/cm]

Dieser Ausdruck hat gegenüber der Acutance den Vorteil der geringeren Anfälligkeit gegen Meßungenauigkeiten an den Enden des Kantenbildes.

Müller konnte zeigen, daß die Werte $1/\sigma$ für einige Schwarzweißfilme den Werten für die Friersersche nahezu gleichen.

Multielementschallkopf

Aus mehreren nebeneinander angeordneten piezoelektrischen Wandler-elementen (ca. 30–200) bestehender Schallkopf zur schnellen Erzeugung eines Ultraschall-B-Bildes in Echtzeit-Darstellung (real-time).

Die Wandler-elemente erfassen das darzustellende Objekt durch aufeinanderfolgende parallele Impuls-Echo-Abtastung. Dazu arbeiten die Elemente einzeln oder gruppenweise der Reihe nach bzw. auch phasenversetzt als Sender und Empfänger. Die elektronisch abgerufenen Echo-Signale der einzelnen Elemente bzw. -gruppen liefern jeweils eine Zeile des Ultraschall-B-Bildes.

Bei der Betriebsweise des M. im Linear-Array-Verfahren wird jeweils eine vorgewählte Gruppe von nebeneinander angeordneten Schallkopfelementen zum Senden und Empfangen genutzt. Durch Zuschalten von Elementen auf der einen Seite und Wegschalten von Elementen auf der anderen Seite ergeben sich durch Parallelabtastung die weiteren Bildzeilen.

Die meist wählbare Anzahl der jeweils beteiligten Elemente (üblicherweise 2–5) bestimmt die Lage der Nah-Fern-Feldgrenze, wo sich das Schallfeld auf etwa ein Drittel der Wandlerfläche verengt und damit die Tiefenlage der Ebene mit bester lateraler Auflösung (Fokussierung). M. ermöglichen die kurzzeitige Erzeugung des Bildes und gestatten die flimmerfreie Darstellung (Bildfolgefrequenz >16 Bilder pro s).

Das erzielbare laterale Auflösungsvermögen von M. ist insbesondere durch die geometrischen Abmessungen der Wandler-elemente und ihre Anzahl pro Längeneinheit (Zeilenzahl des Bildes) bestimmt.

Multi-Energie-Verfahren

Dual-energy CT

Multi-Energie Verfahren werden eingesetzt, um im Objekt vorhandene Materialien besser zu charakterisieren und unterscheiden zu können. bei dieser Methode wird das Objekt mit unterschiedlichen Röntgenenergien, bzw. Röntgenspektren untersucht. Dabei wird ausgenutzt, dass die Interaktion der Röntgenstrahlung sowohl mit der Energie als auch mit der Ordnungszahl des jeweiligen Materials variiert. Im radiographischen Betrieb können auf diese Weise zum Beispiel Gegenstände im Handgepäck am Flughafen sicherer identifiziert werden. In der Computertomographie (μ CT und sub- μ CT) ist durch den Gebrauch zweier Röntgenspektren (Dual-energy CT) und geeigneter Kalibriermessungen sogar die Bestimmung der Dichte und Kernladungszahl einzelner Materialien möglich.

Multiformatkamera

Multi-Imager

Photographische Kamera zur nebeneinandergereihten Aufzeichnung von mehreren Bildern eines Fernsehgerätes auf einem Planfilm.

Das Bildformat ist dabei in vorgegebenen Stufen wählbar (z.B. von 24x36 mm bis zum vollen Filmformat) und bestimmt die Anzahl der auf einem Film aufgezeichneten Bilder. Die Abbildung wird zumeist durch schrittweise Verschiebung von Optik oder Film bewirkt.

Anwendung von M. u.a. für Dokumentationszwecke bei der Computer- und Kernspintomographie und Ultraschalldiagnostik.

Multikristallscanner

Scanner, bei dem das Szintigramm gleichzeitig mit mehreren Szintillationsdetektoren (10–100) aufgenommen wird, um die Scannergeschwindigkeit ohne Verlust an Auflösungsvermögen zu steigern.

Dadurch können Lokalisationsuntersuchungen auch bei relativ schnellen Aktivitätsänderungen in Organen (z.B. Niere) mit bewegten Detektoren durchgeführt werden. Das Verfahren ist sehr aufwendig.

Multi-Leaf-Kollimator

Variabel verformbare Blende aus einzelnen gegeneinander verschiebbaren Lamellen vor der Strahlenquelle, die den Therapie-
s t r a h l „ f o r m e n " k a n n .

Die einzelnen Lamellen sind gegeneinander beweglich, sodaß sich Bestrahlungsfelder unterschiedlicher Kontur formen lassen.

Multiplanare Bildgewinnung

Multischicht Technik, Mehrschicht-Technik, Multi-slice-Technik

Bei der Kernspintomographie die Anregung mehrerer Schichten zur Bildgebung während der Repetitionszeit der ersten angeregten Schicht.

Die m. B. erlaubt eine wesentliche Verkürzung der Untersuchungszeit.

Multiprocessing

Mehrfachverarbeitung: Verbindung mehrerer Verarbeitungseinheiten von verschiedenen elektronischen Rechenmaschinen zu einem Rechnersystem, das Teilaufgaben an einem Programmpaket automatisch dem Anlagenteil zuteilt, welcher diese Arbeit in optimaler Zeit lösen kann.

Multiprogrammierung

Generelle Möglichkeit, im Betriebssystem elektronischer Rechenmaschinen mehrere Programme zeitlich unabhängig voneinander in die Verarbeitungseinheit laden zu können und sie parallel arbeiten zu lassen.

Diese Programme erhalten nacheinander die Kontrolle des zentralen Steuerprogramms nach eindeutig bestimmten Kriterien, den Prioritätsklassen.

Multivibrator

Elektronische Baugruppe, bei der sich das Ausgangssignal sprunghaft oder nach einer bestimmten Zeitfunktion zwischen zwei Amplitudenwerten ändert.

Ein M. entsteht, indem bei 2 negierenden Schaltelementen (Gattern oder auch Transistoren) der Eingang des einen jeweils mit dem Ausgang des anderen verbunden wird.

Ein solcher M. Flip-Flop ist bistabil und kann durch Impulse an den restlichen Eingängen der Gatter in je einen anderen Zustand gekippt werden. Am Ausgang Q des bistabilen M. liegt je nach Schaltzustand niedriges Potential (L-Potential, im allgemeinen logisch 0) oder hohes Potential (H-Potential, im allgemeinen logisch 1) an.

Der Ausgang Q besitzt jeweils das entgegengesetzte (negierte) Signal des Ausgangs Q. Ohne äußere Impulse an den Eingängen A und B, die den Schaltzustand eines der Gatter ändern, bleibt der vom bistabilen M. eingenommene Schaltzustand erhalten, weil Q auf den Eingang des Gatters 2 wirkt und dadurch wiederum das jeweilige Signal des Ausgangs Q aufrechterhält.

Es gibt verschiedene Arten bistabiler M., die über verschiedene Eingänge verfügen (RS-Flip-Flop, D-Flip-Flop, JK-FlipFlop). Der Einsatz erfolgt z.B. in Zählschaltungen und als schneller Speicher in der Rechentechnik.

Bei astabilen und monostabilen M. erfolgt die Verbindung der Eingänge mit den Ausgängen nicht direkt, sondern über Kondensatoren, nach deren Aufladung sich der jeweils andere Schaltzustand wieder einstellt. Beim monostabilen M. (Abb. b) wird ein Kondensator nur in einer der Verbindungsleitungen eingebaut.

Der M. besitzt dementsprechend nur einen stabilen Schaltzustand, in den er nach Ablauf einer bestimmten Zeit stets zurückkehrt. Er kann z.B. als Zeitschalter oder zur Umwandlung von Nadelimpulsen in Rechteckimpulse eingesetzt werden.

Der astabile M. (Abb. c) besitzt Kondensatoren in beiden Koppelzweigen und schaltet dementsprechend ständig selbsttätig zwischen den 2 Schaltzuständen um, erzeugt also eine Rechteckschwingung, deren Frequenz von der Größe der Kondensatoren und Widerstände abhängt. Der astabile M. wird z.B. in der Fernsehtechnik eingesetzt.

a) bistabiler

b) monostabiler

c) astabiler

Eine Sonderform des M. ist der Schmitt-Trigger

MULTIX-Röhre

Ähnlich gebaut wie die METALIX-Röhre war die MULTIX-Röhre von Siemens (1929), jedoch bestand sie aus zwei getrennten, zylindrischen Teilen: der Röntgenröhre mit durchgehender Glaswand und dem Strahlenschutzmantel.

Der Entladungsraum in der Röntgenröhre war von einem Chromnickeleisenrohr mit Austrittsöffnung für die Nutzstrahlung umgeben, das die Glaswand vor gestreuten Elektronen schützte. Dieser Elektronenschutzmantel wurde von dünnen Platindrähten gehalten, die in die Glaswand eingeschmolzen waren.

Der mit Blei ausgelegte metallische Mittelteil des äußeren Strahlenschutzmantels war mit dem inneren Elektronenschutzmantel mittels eines Platindrahtes durch die Glaswand hindurch leitend verbunden, so daß beide Metallmäntel das gleiche Potential hatten. Daher lag der Mittelteil des Glaskörpers in einem feldfreien Raum und war gegen Durchschläge geschützt.

Die Metallringe an den äußeren Enden des Strahlenschutzmantels waren mit dem metallenen Mittelteil durch hochisolierte Porzellanrohre mit strahlenabsorbierenden Beimengungen verbunden.

Nur die Nutzstrahlung mit einem Öffnungswinkel von etwa 50° gelangte durch die in der Mitte vorgesehene Öffnung nach außen.

Bei der MULTIX-Röhre waren Kathode und Anode im Röhreninnern von einem zylindrischen Elektronenschutzmantel (1) eng umhüllt. Der Mittelteil des Glaskörpers der Röhre war außerdem von einem mit Blei ausgelegten Strahlenschutzmantel (2) umgeben, der mit dem Elektronenschutzmantel leitend verbunden war und somit das gleiche elektrische Potential hatte. Beide Schutzmäntel besaßen Austrittsöffnungen für die Nutzstrahlung.

Der Mittelteil des Schutzmantels bei der MULTIX-Röhre ermöglichte eine einfache Mittelpunkthalterung und damit auch eine bequeme Handhabung der Röhre.

Muskeln

Alle Bewegungen des Körpers und der inneren Organe werden durch Muskeln bewirkt. Man teilt die Muskulatur des menschlichen Körpers nach ihrem mikroskopischen Bild (insbesondere nach dem Vorhandensein oder Fehlen einer Querstreifung der Muskelfasern) und ihrer Funktion in drei Gruppen:

- Quergestreifte Muskulatur, Skelettmuskulatur
- glatte Muskulatur, Eingeweidemuskulatur
- Herzmuskulatur (ähnlich wie die Skelettmuskulatur quergestreift)

Die Skelettmuskeln haben in der Regel spindelförmige oder annähernd spindelförmige Gestalt (Musculus, wörtlich: Mäuschen). Sie stellen den aktiven Teil des Bewegungsapparates dar, der willkürlich in Tätigkeit gesetzt werden kann.

Die Skelettmuskeln sind zum Teil direkt an den Knochen angeheftet, zum anderen gehen sie an ihren Enden mit einem oder mehreren "Köpfen" in Sehnen (Einz. Tendo) über, die dann ihrerseits am Knochen ansetzen. Führt eine Sehne über eine Knochenunterlage oder einen Knochenvorsprung, so ist sie mit einer schleimgefüllten Sehnenscheide (Vagina tendinis) umgeben, die das Scheuern am Knochen verhindert. An anderen Stellen erfüllen Schleimbeutel (Bursa synovialis) zwischen Knochen und Muskel bzw. Sehne den gleichen Zweck.

Muskeln bestehen aus längsgeordneten Fasern und Faserbündeln, die von bindegewebigen Hüllen (Faszien, Einz. Fascia) umgeben sind. Durch Zusammenziehen der Fasern wird der Muskel verkürzt und nimmt gleichzeitig an Umfang zu. Durch die Muskelverkürzung werden die einzelnen Teile des Skelettes nach einfachen Gesetzen (Hebelwirkung) gegeneinander bewegt. Die Muskelzusammenziehung (Kontraktion) wird durch einen Nervenreiz ausgelöst.

Bewegungen einzelner Gliedmaßen erfolgen jeweils mindestens durch ein Muskelpaar (Beuger und Strecker). Gegenläufige Bewegungen mit Hilfe nur eines Muskels sind nicht möglich.

Besonders reichlich ist die Blutversorgung der Muskulatur, da sich hier sehr lebhaft Stoffwechselläufe abspielen.

Die Eingeweidemuskulatur ist in den Wänden von Hohlorganen meist in eine Längsfaser- und eine Ringfaserschicht gegliedert. Im Gegensatz zu den Verhältnissen bei der Skelettmuskulatur ist ihre Bewegung, d.h. also die Bewegung der Wände von Hohlorganen, wie z.B. des Magens oder des Darmes, dem Willen nicht unterworfen. Eingeweidemuskeln haben sowohl die Aufgabe, durch den Grad ihrer Kontraktion die Weite von Hohlorganen ("Tonus") zu beeinflussen, als auch, an einigen Hohlorganen deren Inhalt durch spezielle Bewegungsformen (z.B. Peristaltik) vorwärts zu bewegen.

Die Herzmuskulatur stellt einen gesonderten Typ von Muskeln dar, der nach seiner Funktion der Eingeweidemuskulatur zuzuordnen ist, obgleich er im mikroskopischen Bild mehr der Skelettmuskulatur ähnelt.

Bei der Muskelbewegung entstehen schwache elektrische Ströme (Aktionsströme), die gemessen werden können (Elektromyographie). Besondere praktische Bedeutung hat die Messung und Registrierung der Herzaktionsströme (Elektrokardiographie = EKG), welche Rückschlüsse auf Herzerkrankungen zulassen.

⇒ Muskeln,

Muskeln, Nomenklatur

Bursa synovialis	der Schleimbeutel
Fascia	die Faszie, bindegewebige Muskelhülle
Musculus	der Muskel
Peristaltik	wellenförmige Kontraktionen der Eingeweidemuskulatur
Tendo	die Sehne
Tonus	der Spannungszustand der Muskulatur
Vagina tendinis	die Sehnenscheide

Muskeln, Radiologische Darstellung

Die Röntgendarstellung der Muskulatur hat nur geringe praktische Bedeutung.

Für die Darstellung der Muskulatur ist es zweckmäßig, niedrige Aufnahmespannungen zu wählen (Weichstrahltechnik), da die geringen Dichteunterschiede zwischen den Muskeln und den umgebenden Weichteilen, insbesondere auch dünnen Fettschichten, nur auf diese Weise deutlich erkennbar werden.

Praktisch wichtig ist auch die ohne Schwierigkeiten mögliche Darstellung von kalkhaltigen Einlagerungen (bedingt z.B. durch Parasiten, Trichinen u.ä.) sowie von Luft- oder Gaseinschlüssen (z.B. beim sog. Gasbrand).

Die NMR erweitert die Möglichkeiten der radiologischen Muskeldiagnostik, während die CT wegen der überwiegenden Beschränkung auf Querschnittsdarstellungen hierfür nur geringere Bedeutung gewonnen hat.

Muskelaktionspotential

E: muscle action potential

Bei Erregung einer Muskelfaser auftretende typische Potentialänderung.

Das M. wird durch Innervation an der motorischen Endplatte ausgelöst, wird über die Membran der Muskelzelle elektrisch fortgeleitet u. löst über Prozesse der elektromechanischen Kopplung die Kontraktion der Muskelzelle aus; ist im Elektromyogramm (EMG) als Entladung motorischer Einheiten ableitbar.

Mutation

Genmutationen

Spontan oder durch auslösende Reize sprunghaft auftretende Veränderungen in der Erbmasse eines Organismus (d.h. in der genet. Information der DNS).

Diese zeigen sich infolge der bleibenden Änderung der von den Genen bestimmten Erbmerkmale im Erscheinungsbild (Phänotyp) und/oder in der Abweichung der normalen Reaktion des Individuums. Eine Spontanmutation tritt ohne erkennbare äußere Ursache auf. Die spontane Mutationsrate schwankt zwischen 0,005 und 0,000.05%.

Mutagen sind alle ionisierenden Strahlen, ultraviolette Strahlung, Wärmereize und zahlreiche Chemikalien.

Man unterscheidet Gen-, Genom- und Chromosomenmutationen. Bei einer Genmutation handelt es sich um eine Änderung im Molekulargefüge eines Gens. Bei einer Genommutation ist die Anzahl der Chromosomen eines Satzes verändert, während der Gengehalt der Chromosomen konstant ist. Bei einer Chromosomenmutation ist die Anordnung der Gene verändert.

myelo

m y e l o ...

Wortteil »Mark« (Marksubstanz); auch hämat »granulozytäre Reihe«

Myelo-CT

Computertomographie des Rückenmarkkanals; Anw. zur Diagnostik von Tumoren, Bandscheibenvorfällen u. Traumen.

Myelographie

E: medullography

Röntgendarstellung des Subarachnoidalraumes (Rückenmarkskanals zwischen Spinnwebhaut und weicher Rückenmarkshaut) im Bereich des Rückenmarks durch Injektion eines positiven, gelegentlich auch negativen Kontrastmittels mittels Punktion des im Lendenbereich (Lumbalpunktion) oder an der Kopf-Hals Grenze (Subokzipitalpunktion).

1. Jodöl-M.: Wegen der Nebenwirkungen nicht mehr angewendet.
2. Abrodil-M.: Nicht mehr angewendetes Verfahren.
3. Pantopaque-M.: Verwendung von Jodester als Kontrastmittel. Mittels Lumbalpunktion wurden 6–20 ml KM in den Spinalkanal injiziert. Von allen Abschnitten des Rückenmarkkanals werden gezielte Röntgenaufnahmen im Liegen angefertigt.
4. Bevorzugt wird jetzt die Instillation eines besser verträglichen, nicht ionischen, trijodierten Kontrastmittels.
5. Gas-M: Kaum noch angewendete Verfahren.

Indikationen:

Nachweis von Bandscheibenprotrusionen und -prolapsen, Tumoren des Rückenmarkkanals und von entzündlichen Erkrankungen der Rückenmarkshäute.

Die M. mit nichtionischem Kontrastmittel wird häufig mit der Computertomographie kombiniert als spinale CT.

intramedulläre Phlebographie, E: intramedullary phlebography

Myeloszintigraphie

Isotopenmyelographie, E: myeloscintigraphy

Lokalisationsverfahren der Nuklearmedizin zur Darstellung der Subarachnoidalräume des Rückenmarkkanals mittels Scanner oder Szintillationskamera; das diagnostische Ziel entspricht dem der Myelographie.

Etwa 1–5 Std. nach subokzipitaler oder lumbaler Punktion und Injektion von 100–200 μCi (SI-Einheit 4–8 MBq) J131-Humanserumalbumin, 1 mCi (SI-Einheit 40 MBq) Tc99m-HSA oder 500 μCi (SI-Einheit 20 MBq) Yb169-DTPA erfolgt die Szintigraphie in Rückenlage.

Nachweis von Rückenmarkatrophien, kompletten und inkompletten Blockaden.

Gibt - wie auch die evtl. im Anschluß durchzuführende zerebrale Liquorszintigraphie - Auskunft über die Morphologie des Liquorraums sowie über Liquordynamik; heute durch Computertomographie ersetzt.

Myko

M y k o ... , M y k o Wortteil »Pilz«

Myokardszintigraphie

E: myocardial scintigraphy

Das funktionstüchtige Myokard ist optimal mit 55–75 MBq Tl201-Chlorid darstellbar, das besonders myokardiale Speicherung zeigt.

Einstellung des Impulshöhenanalysators auf 70 keV bei 20–25% Fensterbreite. Kameraszintigraphie in mehreren Ebenen 10 min p.i. Der Ischämienachweis kann nach Infarkt (Lokalisation und Ausdehnung) oder nach Therapie überprüft werden. Der Infarkt stellt sich mit Tl-201 als negativer Kontrast dar.

Der akute Myokardinfarkt läßt sich mit 550 MBq Tc-99m-Pyrophosphat als positiver Kontrast darstellen. Wesentlich verbesserte Darstellung (Kontraststeigerung) durch Emissionscomputertomographie.

Herzszintigraphie zur Beurteilung von Herzmuskeldurchblutung u. Ventrikelfunktion:

1. selektive koronare Perfusionsszintigraphie,
2. Isotopenangiographie; u. zwar als Xenon-133-Clearance-Technik,
3. Erfassung der Ventrikelmasse zur Infarkt-Darstellung mit markiertem Technetium (3b) oder Thallium (3a).

- a) Thallium-201-Szintigraphie; zur Beurteilung der Herzmuskel- bzw. Koronariendurchblutung u. zum -lokalisatorischen u. quantifizierenden - Nachweis von Myokardischämien, -infarkten, -narben. Das i.v. verabfolgte Radionuclid Thallium-201 (als Chlorid) gelangt innerhalb kurzer Zeit in hohem Prozentsatz über die »Kaliumpumpe« aus dem Koronarblut in die Myokardzellen (wird von diesen »extrahiert«), wobei aber Ischämie-Bereiche in der ersten Verteilungsphase (»Frühszintigramm«) von der Speicherung ausgenommen sind; die Speicherdefekte sind auch bei der Kontrolluntersuchung (»Spätszintigramm«, nach 2–4 h) nachweisbar im Falle einer frischen Nekrose (z.B. Myokardinfarkt) oder alter Narben, nicht jedoch bei nur vorübergehend aufgetretener Ischämie (in Bereichen reversibler Ischämie erfolgt nach Abklingen der Durchblutungsnot verzögerte postischämische ²⁰¹Tl-Speicherung [sog. Rückverteilung = Redistribution], gefolgt von verzögerter Ausscheidung; daher - als Belastungsuntersuchung [mit Ergometrie] - auch geeignet für die Diagnostik der koronaren Herzkrankheit [KHK]).
- b) Technetium-^{99m}Tc-Szintigraphie; hierbei wird mit ^{99m}Tc-Pyrophosphat, das in nekrotischem Myokardgewebe angereichert wird, eine Positiv-Kontrastierung des Myokardinfarktgebietes herbeigeführt (allerdings nur bei erhaltener Restdurchblutung des Infarktgebietes); durch Szintigraphie in mehreren Projektionen ist auch das Ausmaß der Nekrose erkennbar; optimaler Untersuchungszeitpunkt: 2.–3. Tag nach dem Infarktgeschehen.

Myom

Myoma, Muskelgeschwulst, E: myoma

Gutartige Geschwulst (Neoplasma) aus glatten Muskelzellen (= M. laevicellulare, Leiomyom) oder quergestreiften Muskelfasern (= M. striocellulare, Rhabdomyom).

Myring

M y r i n g ...

Wortteil »Trommelfell«.

myx

m y x .Wortteil »Schleim« (griech. = myxa)