

Im Gegensatz zu den Röntgenstrahlen durchqueren die Ultraschallwellen den menschlichen Körper kaum, sondern werden meistens von Organen reflektiert. Aus diesem Echo lässt sich ein Bild gewinnen. Deshalb wird die Ultraschalluntersuchung oft als Sonographie oder Echographie bezeichnet.

Die Frequenz der Ultraschallwellen ist hier so hoch ($1\text{MHz} < f < 20\text{MHz}$) und deren Wellenlänge daher so klein, dass sie problemlos durch das weichere Körpergewebe dringen.

Anatomie der inneren Organe

Mithilfe des Ultraschalls können innere Organe wie Muskeln, Herz, Leber u.a. visualisiert werden.

Diese Bilder können in Echtzeit angezeigt werden, und das in einer Auflösung, welche es erlaubt, auch Details im Millimeterbereich zu erkennen.



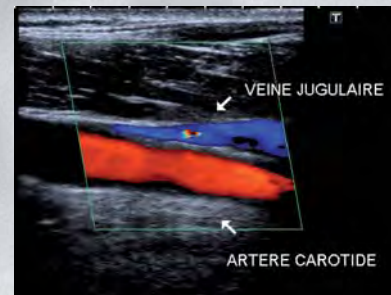
Ultraschallbild von einem Herz



Ultraschallbild einer Leber mit einer Vene

Blutkreislauf

Dank der Bilder in Echtzeit kann man die Blutflüsse im menschlichen Körper (farbige Dopplerbilder) anzeigen oder Organe in Bewegung (Schläge des Herzens) untersuchen.



Farbiges Dopplerbild des Blutflusses in der Vene und der Arterie des Halses

Therapien



Ultraschalluntersuchungen erlauben es, Gallen- oder Nierensteine zu lokalisieren und sie zu zertrümmern (Lithotripsie). Sie erlauben auch die Behandlung von gewissen Tumoren, indem diese mit Hilfe der Schallwellen verbrannt werden (Thermokauterisation).

Gebärmutteruntersuchung

Man kann sogar 3-dimensionale Bilder produzieren, wenn dies notwendig ist. Hier als Beispiel das 3-dimensionale Bild eines Fötus.



Ultraschallwellen

Mit Ultraschall werden Schallwellen mit Frequenzen oberhalb des vom Menschen hörbaren Bereichs ($20 \text{ kHz} < f < 1 \text{ GHz}$) bezeichnet (bei der Sonographie: $1 \text{ MHz} < f < 20 \text{ MHz}$).

Die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Wellen hängt vom Medium ab.

v in m/s :

Luft	Wasser	Gewebe	Knochen
332	1489	1540	2500 - 5000

Die Geschwindigkeit v kann wie folgt aus der Wellenlänge λ und der Frequenz f berechnet werden: $v = \lambda \cdot f$.

Daraus lässt sich die Wellenlänge der Ultraschallwellen im menschlichen Gewebe berechnen:

$\lambda = 0,77 \text{ mm}$ bei 2 MHz und $\lambda = 0,15 \text{ mm}$ bei 10 MHz.

Wechselwirkung mit dem Gewebe

Die Ultraschallwelle wird an den Grenzflächen von unterschiedlichem Gewebe teilweise reflektiert. Entscheidend ist dabei die Impedanz Z des Mediums: $Z = v \rho$, wobei v die Wellengeschwindigkeit und ρ die Dichte des Mediums ist.

Z in $10^6 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$:

Luft	Wasser	Fett	Muskel	Knochen
0,0004	1,5	1,4	1,7	4 - 7

Intensität des Echos

Je mehr die Werte der Impedanzen auseinander liegen, desto grösser ist die Intensität des Echos.

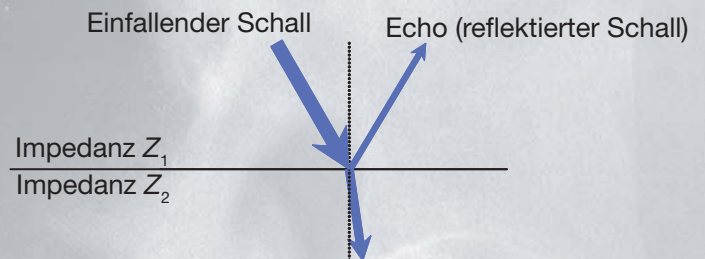
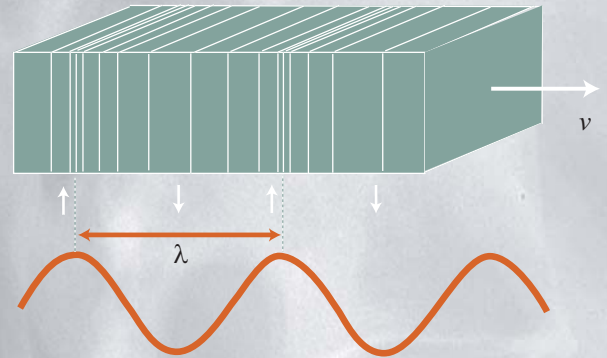
Der Reflexionskoeffizient R (also das Verhältnis von reflektierter zu einfallender Schallintensität) berechnet sich aus den Impedanzen wie folgt:

$$R = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$$

Einige Werte von R :

Übergang Leber-Niere:	ca. 6 %
Übergang Gewebe-Knochen:	ca. 60 %
Übergang Gewebe-Luft:	ca. 100 %

Luft führt zu einer schlechten Einkopplung von Ultraschall in den Körper. Daher wird ein auf Wasser basierendes Gel als Übergangsmittel verwendet. Aus demselben Grund sind auch luftgefüllte Organe wie Lunge, Magen-Darm-Trakt oder von Knochen umschlossene Gebiete schlecht oder gar nicht für Ultraschalluntersuchungen zugänglich: von aussen in den Körper gebrachte Schallwellen werden an den Luft-Gewebe-Grenzflächen dieser Organe praktisch vollständig reflektiert.



Echo-Impuls-Verfahren

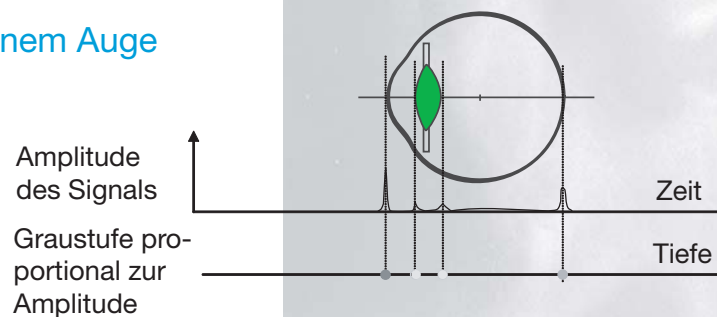
Die Ultraschallwellen werden als kurze Impulse ($<1\text{ms}$) ausgesendet. Dabei werden sie an Inhomogenitäten der Gewebestruktur reflektiert. Aus der Laufzeit des Echos kann nun die Tiefe der Inhomogenität im Gewebe berechnet werden.

Rekonstruktion des Bildes entlang einer Geraden

Um das Bild anhand des Echos zu rekonstruieren, werden zwei Parameter benötigt:

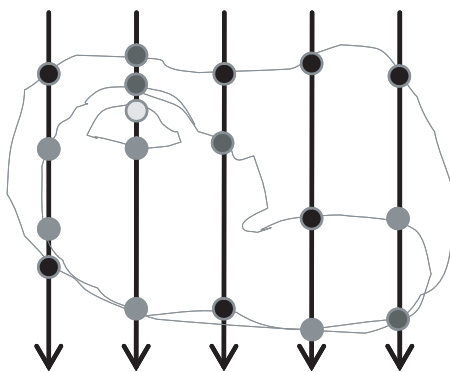
- die Laufzeit des Signals ergibt die Tiefe, in welcher eine Inhomogenität liegt
- die Intensität des reflektierten Signals ergibt die Art der Inhomogenität

Schema der Sonografie an einem Auge



Rekonstruktion des Bildes entlang eines Querschnitts

Werden nun die Ultraschallwellen zeitversetzt in verschiedene Richtungen einer Ebene ausgesendet, erhält man das Bild eines Querschnittes des untersuchten Organismus/Organs.



Sonografie eines Fötus

Auflösung des Bildes

Die Wellen werden durch Strukturen, deren Abmessungen grösser als die Wellenlänge sind, gebeugt (Diffraction). Um Details in der Grössenordnung eines Millimeters aufzulösen, wird eine Frequenz von $1,5\text{MHz}$ ($f = v/\lambda = 1540/0,001\text{Hz}$) benötigt. Um noch kleinere Objekte aufzulösen, muss die Frequenz weiter erhöht werden. Allerdings nimmt bei hoher Frequenz die Eindringtiefe in das Gewebe ab, so dass tiefer liegende oder grosse Organe nur mit kleinerer Auflösung untersucht werden können.

Sonografie Ultraschall- untersuchung

Ultraschallsonde

Im Schallkopf wird die vom Computer kommende hochfrequente Wechselspannung mittels des piezoelektrischen Effekts in Ultraschallwellen umgewandelt. Umgekehrt erzeugt eine auf den Kristall auftretende Ultraschallwelle eine elektrische Spannung, welche vom Computer ausgewertet werden kann.



Organuntersuchung

Der Gebrauch kurzweiliger Ultraschallwellen (4 bis 10 MHz), erlaubt es, ein detailliertes Bild der Organe darzustellen. Bei der Untersuchung tieferliegender Organe ist jedoch die Dämpfung zu gross. Daher wird hier Ultraschall mit einer tieferen Frequenz (2 bis 4 MHz) eingesetzt, wobei sich aber das Auflösungsvermögen verschlechtert.

Absorption

Die Absorption ist die Folge von Streuung, innerer Reibung und Anregung der Moleküle im Gewebe. Die Intensität nimmt exponentiell mit der Tiefe ab und ist abhängig von der Art des Gewebes und der Frequenz. Der Schwächungskoeffizient besteht aus einem Streu- und einem Absorptionsanteil ($a = a_{\text{streu}} + a_{\text{abs}}$).

$$I = I_0 e^{-\alpha x}$$

I_0 Anfangs - Intensität
 α Schwächungskoeffizient
 I Intensität als Funktion der Tiefe x

Das Ultraschallgerät

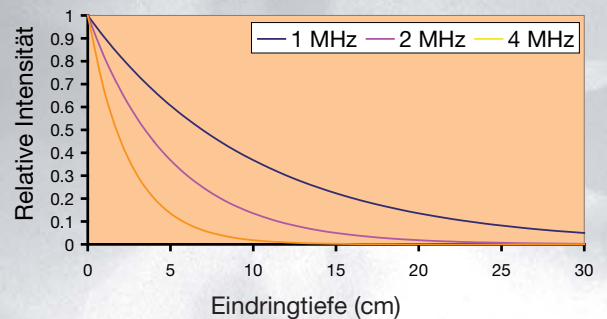


Echograph

Untersuchung

Da die Schallimpedanz von Luft rund 3000 mal kleiner ist als die der Haut, führt dies zu einer sehr schlechten Einkopplung des Ultraschalls in den Körper. Deshalb wird ein auf Wasser basierendes Gel als Übergangsmedium benutzt.

Absorption der Ultraschallwellen



Bildfehler

Beim Erzeugen der Ultraschallbilder treten häufig Bildfehler (Artefakte) auf. Typisch ist z.B. das Speckle-Rauschen, das durch Interferenz markanter, kurz aufeinander folgender heller und dunkler Flecken entsteht. Oder es kann zu Spiegelartefakten kommen, welche durch Mehrfachreflexion an stark reflektierenden Grenzflächen entstehen. Solche Bildfehler müssen aber nicht unbedingt störend sein. Der Spezialist kann daraus häufig zusätzliche Informationen ableiten.

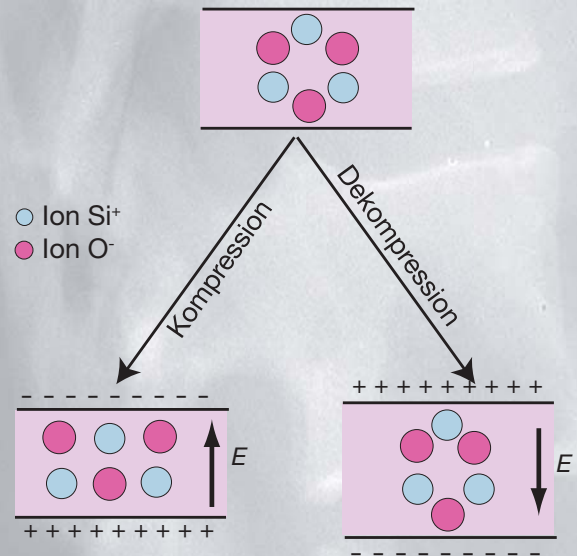
Stoff	Schwächungskoeffizient bei 1 MHz (dB/cm)
Blut	0,1
Fett	0,5
Muskel	1,5
Knochen	3 bis 10

Die Ultraschallwellen werden durch Piezokristalle (wie zum Beispiel Quarz SiO_2 oder gewisse Keramiken) erzeugt und nachgewiesen.

Piezoelektrizität

Piezoelektrizität ist die Eigenschaft gewisser Kristalle, bei elastischer Verformung ein elektrisches Feld zu erzeugen. Umgekehrt verformen sich gewisse Kristalle bei Anlegen einer elektrischen Spannung.

Zum Erzeugen von Ultraschallwellen werden Piezokristalle mit einer hochfrequenten Wechselfeldspannung zum Schwingen angeregt.

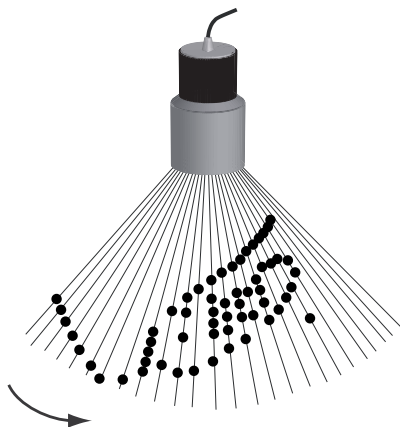


Ultraschallsonde

Da das Phänomen der Piezoelektrizität reversibel ist, kann die Sonde sowohl als Sender und Empfänger von Ultraschall benützt werden.

Die Sonde enthält eine Reihe von piezoelektrischen Elementen, die zuerst während ca. 1 Millisekunde als Erzeuger und dann für ein paar Millisekunden als Empfänger des Echos dienen. Dieser Vorgang wiederholt sich solange, bis der untersuchte Abschnitt gut dargestellt ist.

Querschnitt auf der Höhe des Bauches



Für einen 3D-Ultraschall werden mehrere solcher Querschnitte zusammen gefasst und dann vom Computer zu einem räumlichen Standbild zusammen gefügt. Der 4D-Ultraschall (oder Live-3D) lässt die dreidimensionale Darstellung in Echtzeit zu.

Dopplereffekt

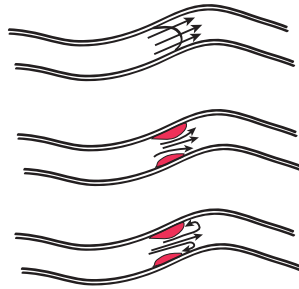
Wird eine Welle der Frequenz f und der Geschwindigkeit c an einem bewegten Objekt mit der Geschwindigkeit v_{obj} reflektiert, verändert sich ihre Frequenz um Δf . Durch Messung dieser Frequenzveränderung lässt sich die Geschwindigkeit v_{obj} näherungsweise berechnen:

$$v_{\text{obj}} = c \frac{\Delta f}{2f \cos\theta}$$

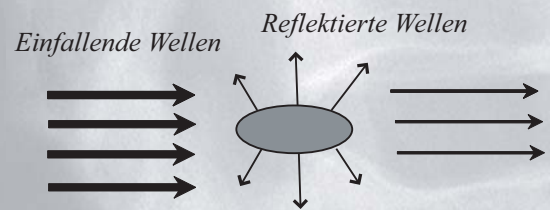
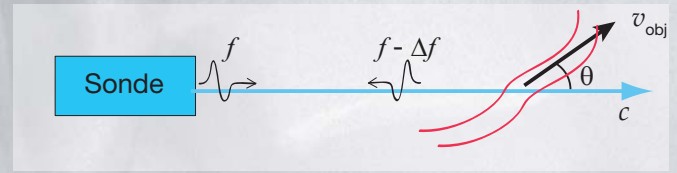
Blutfluss

So lässt sich bei der Ultraschalluntersuchung z.B. ein Geschwindigkeitsprofil des Blutes in einer Arterie erstellen.

Da die roten Blutkörperchen viel kleiner als die Wellenlänge des Ultraschalls sind, reflektieren sie die Wellen in alle Richtungen.



Mögliche Diagnosen:



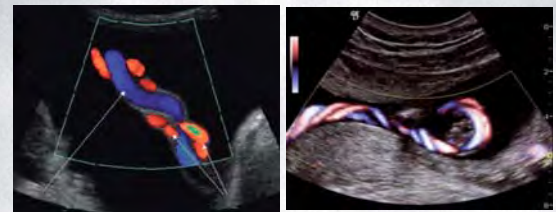
Keine Stenose, laminare Strömung

Stenose (Cholesterindepot), erhöhte Geschwindigkeit

Starke Stenose, turbulente Strömung

Farbige Doppler-Sonografie

Die Farbgebung des Bildes zeigt die Richtung des Blutstroms an, so sind Turbulenzen leicht erkennbar.



Ultraschall einer Nabelschnur

Leistungsfähigkeit und Grenzen der Ultraschalluntersuchung

Die Ultraschalluntersuchung erlaubt die Analyse vieler Organe: oberflächliche Arterien (Karotiden), Muskeln, Sehnen, Gelenke, Leber, Gallenblase, Nieren, Milz, Bauchspeicheldrüse, Gebärmutter, Prostata. Sogar Gehirnblutungen sind bei Neugeborenen mit Ultraschall diagnostizierbar.

Vorteile : schnelle Methode (5 bis 45 Minuten), einfach und leicht zugänglich, nicht-invasiv (keine Injektion, keine ionisierende Strahlung), billig (ein paar hundert Franken).

Nachteile : unvollständige Methode (Lunge ist nicht untersuchbar), schlecht bei Adipositas (Fettleibigkeit), da die Organe hier zu tief liegen.

Positronen Emissions Tomographie

Funktionsweise des PET

Das Prinzip der Positronen-Emissions-Tomographie

Zu Beginn einer PET-Untersuchung wird dem Patienten durch Injektion in eine Armvene ein Radiopharmakon verabreicht. Dabei werden Radionuklide verwendet, welche Positronen emittieren (Betastrahlung). Durch Wechselwirkung dieses Positrons mit einem Elektron im Körper werden zwei hochenergetische Photonen erzeugt, welche unter einem 180° Winkel ausgesandt werden.

Diese Photonen werden durch zwei genau gegenüberliegende Detektoren registriert (Koinzidenzen). Dadurch lässt sich die zeitliche und räumliche Verteilung des Radiopharmakons im Körper darstellen. Die PET findet häufig Anwendung in der Onkologie, der Neurologie sowie der Kardiologie und anderen stoffwechselbezogenen Gebieten der Medizin.

Funktionelle Bildgebung

Im Gegensatz zum Röntgenbild, in welchem die anatomische Struktur des Körpers abgebildet wird, erhält man bei einer PET ein Abbild der physiologischen Prozesse der Organe: ein so genanntes funktionelles Bild.

Der PET-Detektor

Bei diesem handelt es sich um eine Vielzahl von Detektoren, welche ringförmig um eine mobile Liegeplattform angeordnet sind.

Die Untersuchung ist schmerzlos, relativ leise und komfortabel.

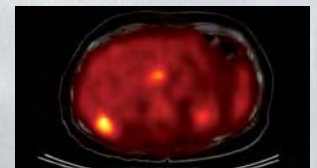


Bauchquerschnitt

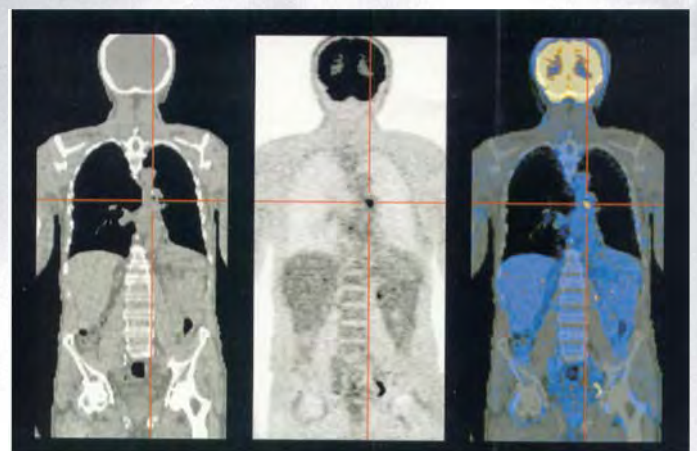


Anatomisches Bild

Funktionelles Bild



PET kann mit einem CT-Scan zusammengeführt werden. So entsteht ein anatomisches und funktionelles Bild.



CT-Scan

PET

Fusion

Positronen Emissions Tomographie



Zyklotron

Fluordesoxyglucose

Das FDG (Fluordesoxyglucose) wird von den Zellen als Glucose erkannt, obwohl eine Hydroxylgruppe durch ein Radionuklid (^{18}F) ersetzt wurde.

Injektion

Das FDG wird intravenös verabreicht. Um die Erzeugung von Glucose durch Bewegung von Muskeln zu verhindern, darf sich der Patient nicht bewegen.

PET-Untersuchung



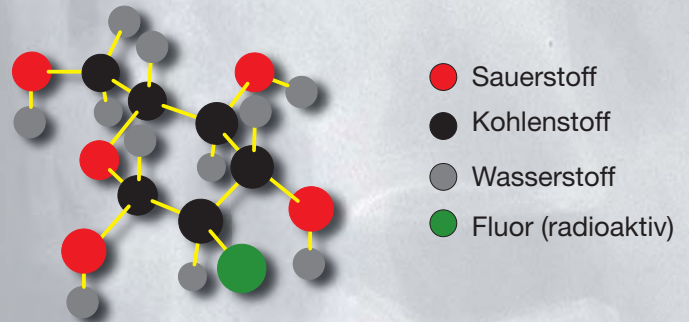
Erzeugung des Bildes und Diagnose

Auf dem PET-Bild ist die Nuklidanreicherung sichtbar. Dabei sind Regionen mit erhöhtem Glucosestoffwechsel schnell zu erkennen. Dieser erhöht sich zum Beispiel bei Tumoren, Entzündungen, Infektionen und Wundheilungen.

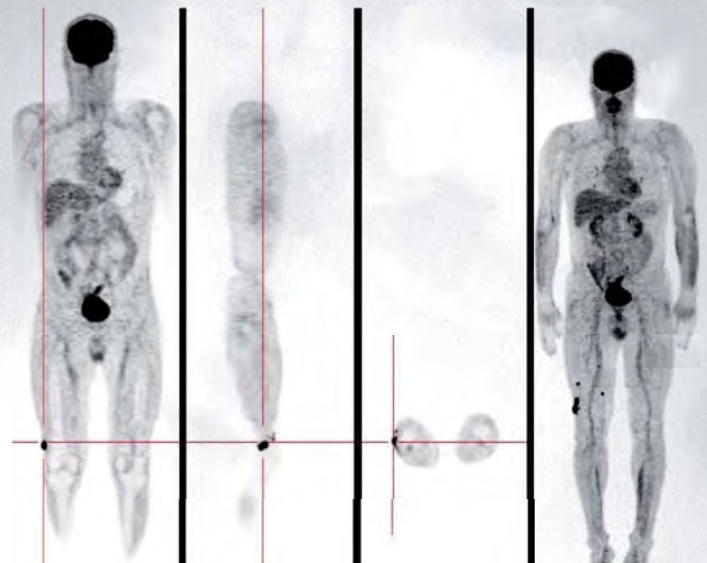
Ablauf der Untersuchung

Radionuklide

In etwa so kann man sich ein Radiopharmakon mit Fluor (^{18}F), welches in einem Zyklotron durch Beschuss von Protonen erzeugt wird, vorstellen:

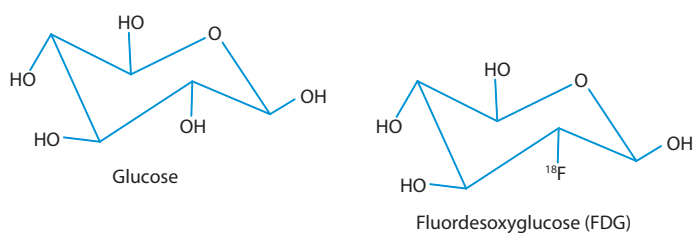


Die Untersuchung dauert ca. 30 Minuten. Während dieser Zeit zeichnen die Detektoren die Strahlung auf.



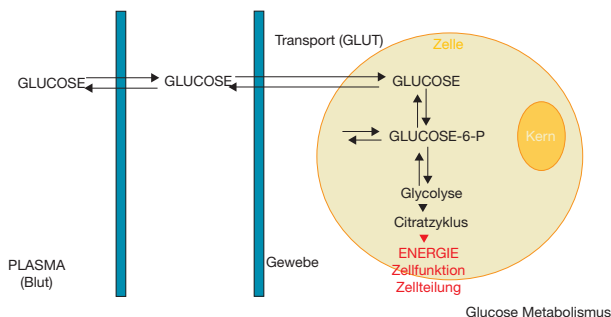
Tumor auf der Höhe des Knies

Positronen Emissions Tomographie



Wie die radioaktive Glucose in die Zellen gelangt

Glucose wird in die Zellen transportiert und kann dort als Energiequelle benutzt werden. Das FDG allerdings wandelt sich in ein FDG-6-Phosphat um und kann nicht mehr weiter verwendet werden.

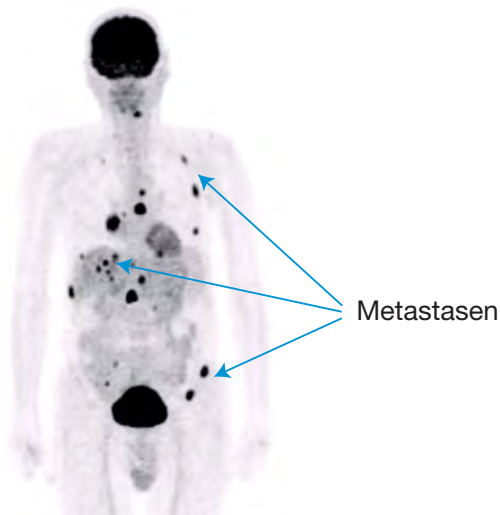


Der Stoffwechsel (Metabolismus)

Einige Zellen sind aktiver oder aggressiver als normale Zellen. Sie verbrauchen mehr Glucose und sammeln die radioaktive Glucose an. Diese Gebiete werden nun von den PET-Detektoren gescannt und entsprechend ihrer Aktivität dunkler dargestellt.

Nachweis von Tumorzellen

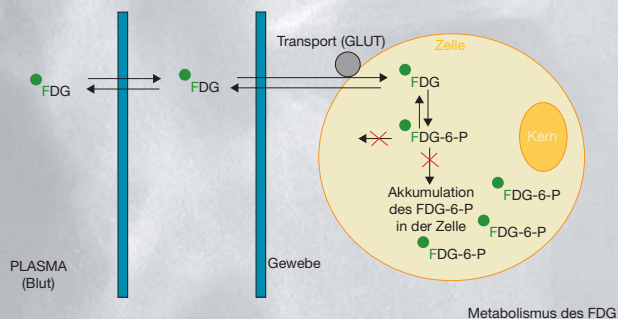
Das Vorhandensein von aktiven Gebieten an ungewöhnlichen Stellen kann auf die Existenz von Tumoren hinweisen.



Biochemie

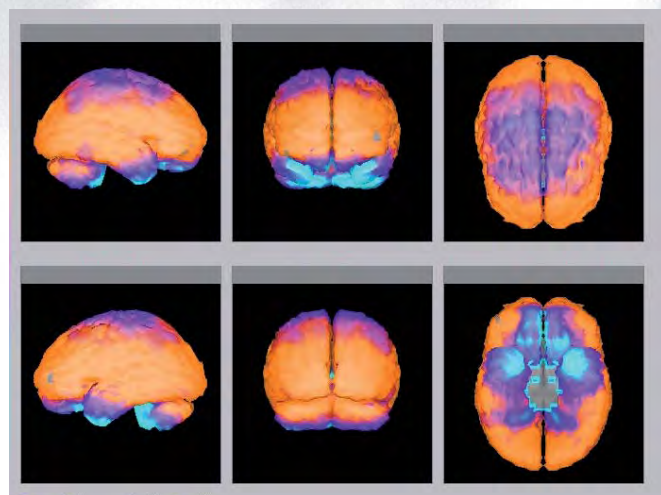
Die radioaktive Glucose

Glucose ist ein Molekül mit 5 OH-Radikalen. Wird ein OH-Radikal durch ein radioaktives Fluoratom ersetzt, erhält man das so genannte FDG (Fluorodesoxyglucose).



Untersuchung der Funktion

Das PET kann die Aktivität im Gehirn in Zusammenhang mit neurologischen Funktionen darstellen.



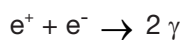
Positronen Emissions Tomographie

Entwicklung der Bildgebung

Materie und Antimaterie

1928 postulierte Dirac, aufgrund seiner Arbeiten bei der Vereinheitlichung der speziellen Relativitätstheorie mit der Quantenmechanik, die sogenannte Antimaterie. Jedes Teilchen (ausser dem Photon) besitzt ein Antiteilchen. Das Positron ist das Antiteilchen des Elektrons.

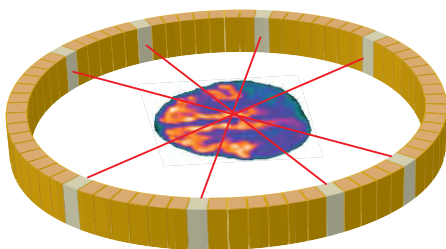
Positronen wurden das erste Mal 1932 in der kosmischen Strahlung nachgewiesen. Bei einer Elektron-Positron-Kollision kann eine Annihilation stattfinden. Die Teilchen zerstrahlen dann in 2 Photonen.



Erzeugung der Gammastrahlung

Das Isotop ^{18}F emittiert beim (Beta-) Zerfall ein Positron aus dem Kern. Dieses wird nach spätestens ein paar zehntel Millimetern auf ein Elektron treffen. Gegenüberliegende Detektoren registrieren nun die gleichzeitig erzeugten Photonen. Dadurch kann die Gammastrahlung aus anderen Quellen, z.B. aus der natürlichen Strahlung des Körpers, herausgefiltert werden.

Gehirn



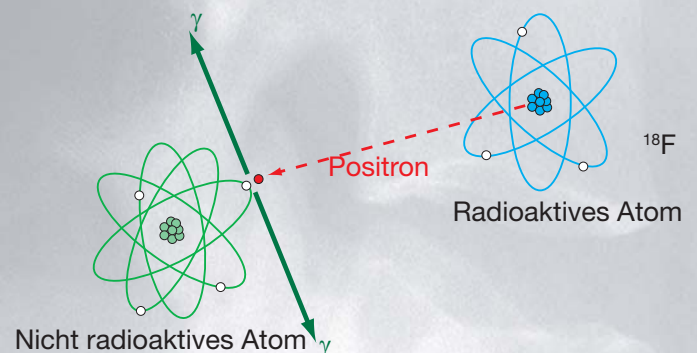
Ring mit Detektoren

Verarbeitung der Signale

Mit Hilfe von mathematischen Instrumenten (Fourier- und Radon-Transformationen) und dem Einsatz geeigneter Computeralgorithmen können dreidimensionale Bilder generiert werden, welche die Lage der emittierten Strahlung anzeigen.



Beispiele von Teilchen - Antiteilchenpaaren (farbig)



Nachweis der Gammastrahlung

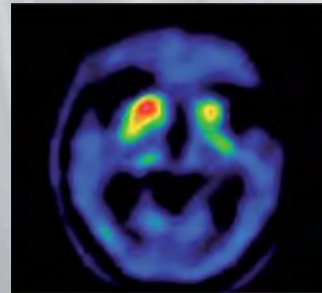
An Stellen, wo das FDG konzentriert vorkommt, werden mehrere Millionen Gammaquanten emittiert. Die meisten davon werden vom PET registriert.

Positronen Emissions Tomographie

Klinische Anwendungen

Neurologie

Das PET wird zur Diagnose verschiedener neurologischer und psychiatrischer Erkrankungen angewendet zum Beispiel der Alzheimer-Krankheit, des Morbus Parkinson, von Epilepsie, Schlaganfälle etc. Es ermöglicht, die Entwicklung einer Krankheit und die Wirksamkeit der Behandlung zu beobachten.



Hyperaktivität im Temporal-lappen: Alzheimer-Krankheit

Onkologie

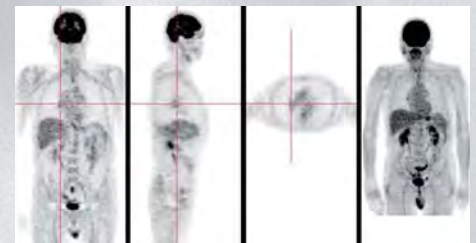
Mit Hilfe des PET können Tumore lokalisiert und ihre Entwicklung verfolgt werden.

Vor der Behandlung



Tumor gut sichtbar

Nach der Behandlung

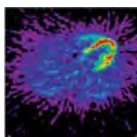


Tumor ist verschwunden

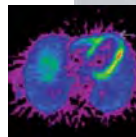
Kardiologie

Die Technik ermöglicht die Beobachtung des Zustandes eines Herzmuskels (Myokard) nach einem Herzinfarkt.

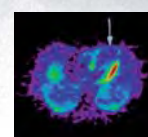
Myokard: normal



Infarkt, Myokard: lebensfähig



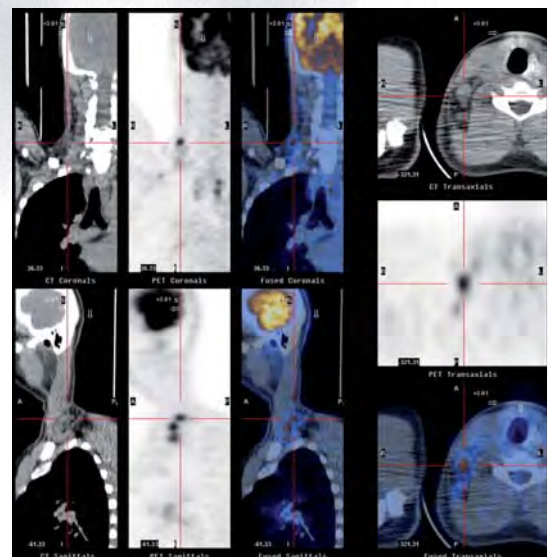
Infarkt, Myokard: nicht mehr lebensfähig



Andere Gebiete

Die Untersuchung anderer Erkrankungen wie Schizophrenie, Autismus usw. mit dem PET wird erforscht.

Die Verschmelzung von PET und CT-Scan verbessert die Diagnostik enorm.



Funktionsprinzip

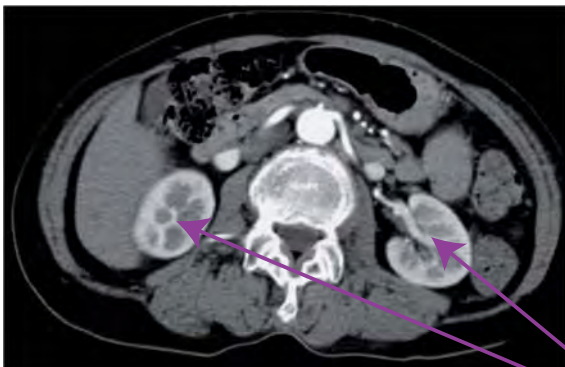
Das CT (Computertomogramm), auch Schnittdichtemessung (Tomodensitometrie) genannt, ist eine medizinische Bildgebungstechnik, bei welcher der Körper des Patienten mit Röntgenstrahlen untersucht wird. Dabei lässt man eine Röntgenquelle und Detektoren, welche die Intensität der Strahlung messen, nachdem diese das Gewebe passiert hat, gleichzeitig um den Patienten kreisen (Rotate-Rotate-Gerät). Auf diese Art entstehen Schicht für Schicht Bilder des menschlichen Körpers: Dies nennt man Tomographie (nach dem griechischen „tomos“ für Schnitt/Schicht). Aus den aufeinanderfolgenden Schichtbildern wird anschliessend ein dreidimensionales Bild der inneren Organe berechnet.



Scanner

Bild einer Unterleibsschicht und ihre 3D Rekonstruktion

Die Nieren sind auf diesem Bild besonders deutlich sichtbar, weil sie durch das injizierte Kontrastmittel heller erscheinen.

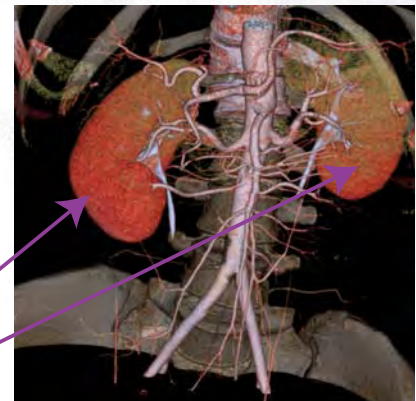


Nieren

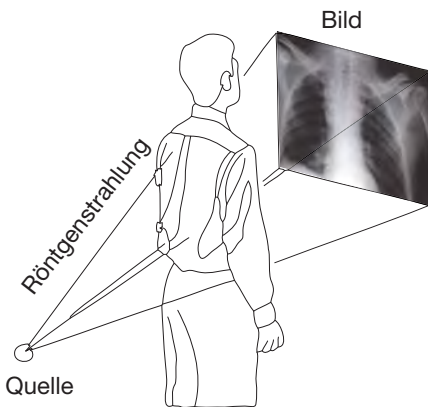
Der Ring des Computertomographen enthält die um den Patienten kreisende Röntgenröhre. Die das Gewebe durchdringende Strahlung wird von den der Röhre jeweils gegenüberliegenden mitbewegten Detektoren aufgezeichnet. Die so gesammelte Information wird an einen Computer weitergeleitet. Der Patient liegt dabei ruhig auf einem Tisch und wird von Kopf bis Fuss durch den Ring geschoben.

So können je nach Bedarf Bilder des Gehirns, des Brustkorbs, des Herzens, der Bauchregion oder der Gliedmassen erstellt werden.

Aus der Überlagerung von aufeinanderfolgenden Schichtbildern wurde dieses dreidimensionale Bild der Nieren erstellt.



Vergleich zwischen herkömmlichen Röntgenbildern und CT



Zur Aufnahme eines herkömmlichen Röntgenbildes verwendet man eine feste Röntgenquelle, die das Bild der Projektion der den Körper durchdringenden Röntgenstrahlen liefert.

Herstellung eines CT Bildes

Man erhält das Bild einer Schicht, indem man Röntgenstrahlen das zu untersuchende Gewebe aus verschiedenen Richtungen passieren lässt. Die Röntgenröhre dreht sich in einer Ebene (Aufnahme eines Schichtbildes) und bewegt sich entlang einer Achse wie der Bohrer einer Bohrmaschine. So entsteht eine Sequenz von aufeinanderfolgenden 2D Bildern.

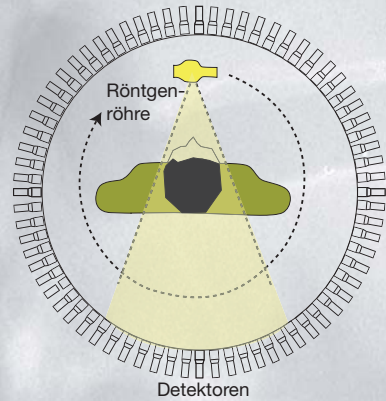
Anstelle eines einzigen Bildes erzeugt man also viele Bilder, deren Schnittebenen auf einem Band in Form einer Helix angeordnet sind, weil der Patient während der Untersuchung Stück für Stück vorwärts geschoben wird.

Strahlenbelastung beim CT

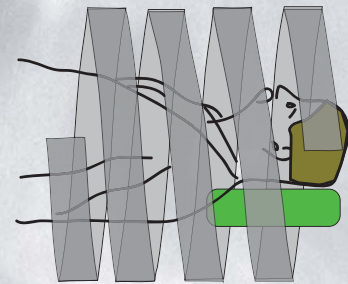


Das herkömmliche Röntgenbild des Brustkorbs ist in weniger als einer Sekunde erstellt.

Die Erstellung eines CT benötigt wesentlich mehr Zeit, weshalb die aufgenommene Strahlendosis auch wesentlich höher ist.



Die Röntgenstrahlen werden in einer Röhre produziert, die den Patienten umkreist. Die das Gewebe passierenden Röntgenstrahlen werden durch die auf der gegenüberliegenden Seite liegenden Detektoren registriert. (Skizze: Rotare-Stationary-Gerät)

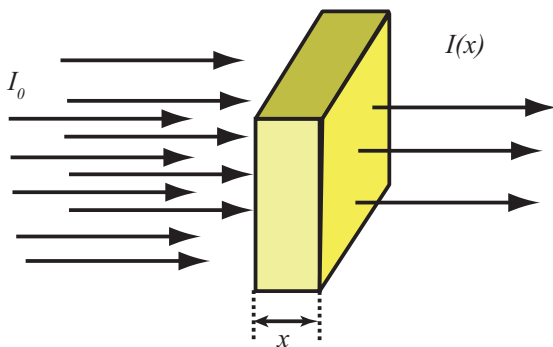


Die in Sievert (Sv) gemessene Äquivalentdosis gibt die pro kg Gewebemasse deponierte Energie ionisierender Strahlung an, jeweils umgerechnet auf Gammastrahlung, da die biologische Wirkung von der Strahlungsart abhängt. Die gesetzlich zulässige maximale Dosis für strahlenexponierte Personen beträgt 20 mSv pro Jahr. Während der Aufnahme eines gewöhnlichen Brustkorbbildes wird etwa die Dosis von 0.02 mSv aufgenommen. Eine Profilaufnahme der Wirbelsäule setzt den Patienten höchstens 1.5 mSv aus. Beim CT beträgt die Dosis zwischen 10 und 20 mSv.

Elektromagnetische Wellen

Seit mehr als hundert Jahren ist man in der Lage, elektromagnetische Strahlung mit einer sehr kurzen Wellenlänge in der Größenordnung des Durchmessers von Molekülen und Atomen zu produzieren: sogenannte Röntgenstrahlen. Zur Erzeugung dieser Strahlung wird eine Metallplatte mit einem Strahl von schnellen Elektronen beschossen. Wenn diese in der Nähe der Atome des Metallgitters vorbeifliegen, werden sie stark abgebremst und erzeugen so Photonen, die mehr oder weniger energiereich (mehr oder weniger hart) sind.

Abschwächung



Beim Durchgang durch Materie werden die Röntgenstrahlen teilweise absorbiert (und gestreut). Wenn Röntgenstrahlen der Intensität I_0 eine Materieschicht der Dicke x durchdringen, nimmt die Intensität exponentiell auf $I(x)$ ab. Die nach dem Passieren der Schicht verbleibende Intensität berechnet sich gemäss der Formel:

$$I(x) = I_0 \cdot e^{-\mu x}$$

Man nennt diese Reduktion der Strahlungsintensität Abschwächung. Der Abschwächungsfaktor μ hängt

- von der Energie der Röntgenstrahlung
- vom Material (Art des Atomkerns und Elektronendichte) ab.

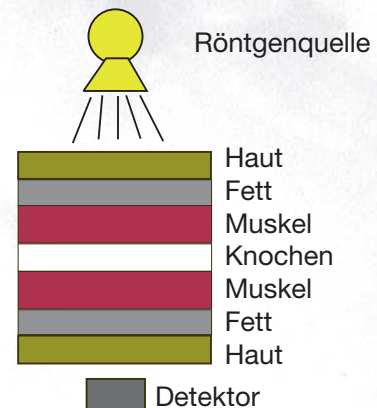
Der Abschwächungsfaktor variiert je nach Gewebeschicht für den menschlichen Körper sehr stark.

Material	Luft	Wasser	Knochen
Linearer Abschwächungskoeffizient (cm^{-1}) bei 60 keV	0	0,21	0,46

Man sieht, dass die Intensität der auf einem Schirm aufgefangenen Röntgenstrahlung höher ist, wenn die Strahlung Wasser durchdringt, und tiefer, wenn Knochen durchdrungen werden. Dies ist die Ursache der auf den Röntgenbildern zu beobachtenden Kontraste. Auf einem Bild des Brustkorbs werden deshalb die Lunge schwarz und Brustbein und Rippen hell erscheinen.

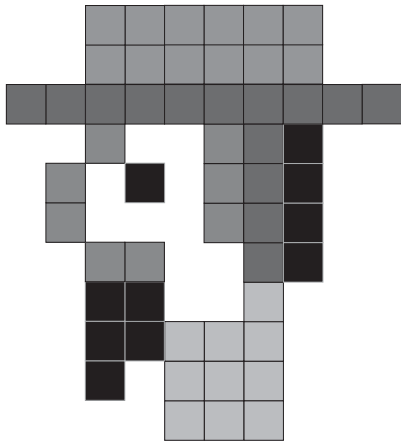
Eindringen der Röntgenstrahlen

In einem Querschnitt des Gehirns oder der Bauchregion trifft der Röntgenstrahl auf eine Folge von Gewebeschichten mit verschiedenen Abschwächungskoeffizienten. Man kann deshalb den Abschwächungskoeffizienten des durch alle Schichten passierenden Strahls als Summe der jeweiligen Abschwächungskoeffizienten mit entsprechender Schichtdicke auffassen. Die tatsächlichen Schichten müssen auf Basis der Bildkontraste aufwendig rekonstruiert werden.



Aufeinanderfolgende Gewebeschichten

Pixelbild (Bitmap)

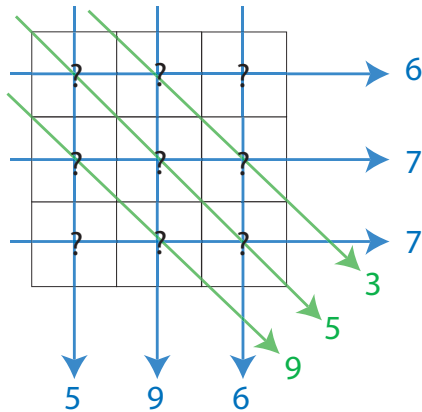


Intensität der absorbierten Strahlung

Die von den Detektoren erfassten Strahlen haben alle das untersuchte Objekt, aus unterschiedlichen Richtungen, durchlaufen. Stellen wir uns vor, dass die untersuchte Schicht genügend dünn ist, damit wir sie als in Pixel aufgeteilte Ebene betrachten können. Jeder Pixel enthält die Information der Graustufe, die dem Abschwächungskoeffizienten der entsprechenden Gewebeschicht entspricht. Wenn man nun für jede Richtung die Summe der Abschwächungskoeffizienten bildet, erhält man den totalen Abschwächungskoeffizienten dieser Richtung.

Rekonstruktion des Bildes einer Gewebeschicht

Um die Abschwächung der Röntgenstrahlung an einem bestimmten Punkt zu berechnen (dies erlaubt, die Art des Gewebes zu bestimmen), muss man die umgekehrte Operation anwenden: Man misst die Intensität der das Organ passierenden Röntgenstrahlen und wiederholt die Messung für eine genügend grosse Anzahl Richtungen, um gleich viele Gleichungen wie Unbekannte zu erhalten (Radon-Transformation).

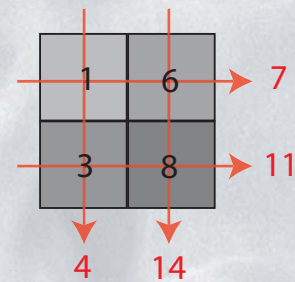


Beispiel zur Erklärung des Prinzips

9 Gleichungen mit
9 Unbekannten

1	2	3
4	2	1
0	5	2

Halten wir zuerst fest, dass ein digitales Bild aus einzelnen Pixeln mit verschiedenen Graustufen besteht. Das Bild wird um so besser, je kleiner und zahlreicher die Pixel sind.



Man erhält so ein 2D-Bild des Organs, da die Gewebeart durch den Abschwächungskoeffizienten bestimmt wird.

Anwendungen



Rechte Schulter

Das CT ermöglicht die genauesten Bilder der Knochenpartien des menschlichen Körpers. Mit Hilfe von injiziertem Iod-Kontrastmittel erreicht man, dass bestimmte Strukturen, z.B. Blutgefäße stärker hervorgehoben werden. Ausserdem ist es mit gewissen Computertomographen heutzutage möglich, genaue Bilder in sehr kurzer Zeit aufzunehmen, so dass auch sich bewegende Organe, wie das schlagende Herz, scharf abgebildet werden können.



Herz und Koronargefäße



Detailaufnahme des Blutkreislaufs

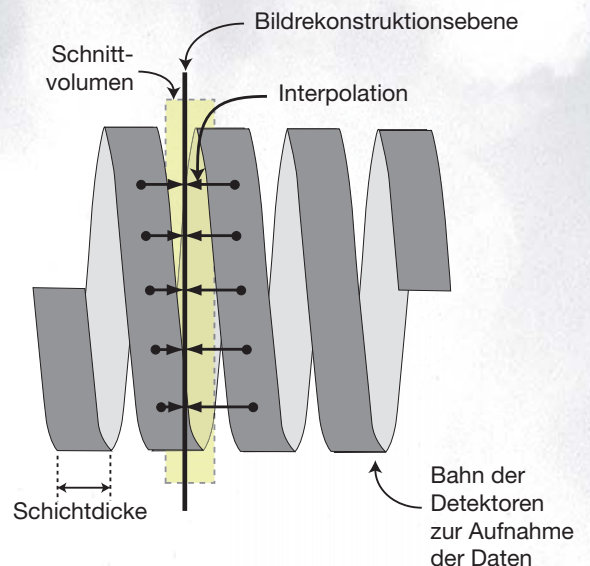


Becken mit Brüchen

Grenzen

Aus Gründen der Strahlenbelastung kann eine herkömmliche Röntgenaufnahme mehrmals wiederholt werden. Dies gilt für ein CT nicht. Während einer Schwangerschaft kann ein CT sogar kontraindiziert sein.

Die stetige Verbesserung der Anwendungsmöglichkeiten und der Genauigkeit des CT ist spätestens dann nicht mehr möglich, wenn die physikalische Grenze des Auflösungsvermögens erreicht ist.

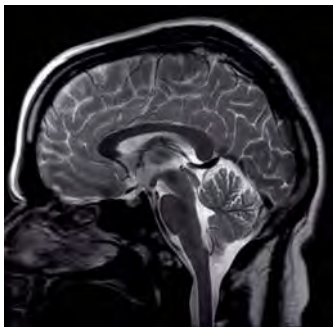


Die bei uns gebräuchliche Abkürzung MRI (selten auch MRT) stammt von der englischen Bezeichnung Magnetic Resonance Imaging, einem bildgebenden Verfahren auf der Grundlage der magnetischen Kernspin-Resonanz.

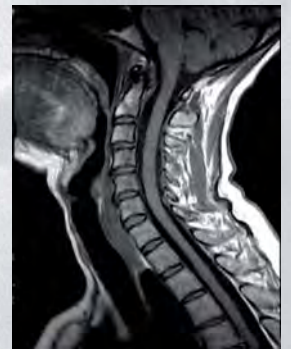
Funktionsweise

Das MRI kann dank der zahlreich vorhandenen Wasserstoffatome Bilder des menschlichen Körpers herstellen. In einem starken statischen Magnetfeld werden die Rotationsachsen der Kerne der Wasserstoffatome in dieselbe Richtung gezwungen. Anschliessend werden sie durch Radiowellen einer bestimmten Frequenz während einer sehr kurzen Dauer angeregt (Magnetresonanz). Nach dieser Stimulierung geben die einzelnen Atome die empfangene Energie als Radiowellen ab. Diese werden registriert und durch ein Computerprogramm in ein Bild umgewandelt.

Anwendungen

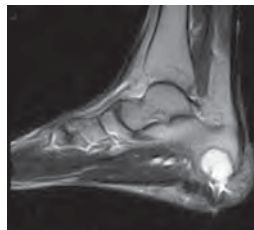


Das MRI ermöglicht eine genaue Untersuchung zahlreiche Körperteile (z.B.: Gehirn, Wirbelsäule, Gelenke und Weichteile). Es ist von grossem Nutzen bei der Analyse bestimmter Verletzungen, die durch normales Röntgen, Ultraschall oder Schichtröntgen (CT) nicht sichtbar sind.

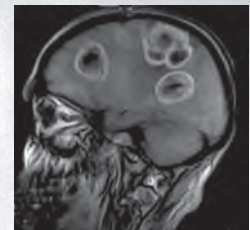


Diagnosen

Verletzung:
Abszess am Fersenbein



Pathologie:
Gehirnmetastasen



Orthopädie:
Knochenasymmetrie der Fusswurzeln



Angiologie (Gefässerkrankungen):
Veranschaulichung der Blutgefässe des Gehirns



Magnet Resonanz Tomographie

MRI Apparatur

Ein MRI besteht im Wesentlichen aus Spulen, die ein sehr starkes Magnetfeld aufbauen, und aus Antennen, die Magnetfelder erzeugen und empfangen.

Hauptmagnetfeld

Die Aufgabe des Hauptmagnetfeldes besteht darin, die Rotationsachsen der Wasserstoffkerne im untersuchten Gewebe auszurichten. Das Hauptmagnetfeld hat eine Stärke zwischen 0,1 und 7 Tesla (1 Tesla entspricht dem 20'000-fachen Wert des Erdmagnetfeldes). Es wird durch supraleitende Spulen – ohne Widerstand von hohem Strom durchflossene Spulen – erzeugt, die mit flüssigem Helium auf einer Temperatur von -269°C gehalten werden.

Wechselndes Magnetfeld

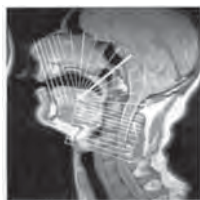
Um die Wasserstoffkerne zu lokalisieren, überlagert man dem magnetischen Hauptfeld ein zweites inhomogenes (meist linear ansteigendes) magnetisches Feld. Man verändert die Stärke dieses Feldes, um die Ebene und die Tiefe der untersuchten Zone auszuwählen. Es sind die elektrischen Ströme zur Erzeugung dieses Feldes, die die Vibrationen produzieren und verantwortlich sind für den unangenehmen metallischen Lärm, den man im Tunnel während der Aufnahme hört.

Antennen

Oberflächenantennen, die den Formen der untersuchten Körperteile angepasst sind, produzieren das zweite, erregende Magnetfeld und empfangen danach das von den Wasserstoffkernen ausgehende Signal. Die Leistung des anregenden Signals liegt im kW-Bereich und muss überwacht werden, damit die Erwärmung der Gewebeteile $0,1^{\circ}\text{C}$ nicht überschreitet.

Bilder

Man kann Schnittbilder in verschiedenen Ebenen erhalten und in dreidimensionalen Bildern die untersuchte Struktur darstellen.



Die MRI-Untersuchung

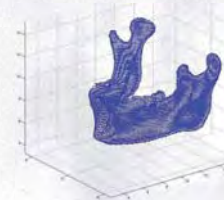
Sie dauert einige Minuten bis zu einer Stunde. Der Patient muss bewegungslos bleiben und darf keine metallischen Gegenstände (Schlüssel, Messer, o.ä.) auf sich tragen. Daher kann diese Untersuchung nicht an Patienten mit einem Herzschrittmacher, Gehörimplantaten usw. durchgeführt werden. Hingegen stellen orthopädische Prothesen kein Problem dar, weil diese aus Titan, einem nicht magnetisierbaren Metall, bestehen.

Vorteile

Die Untersuchung verursacht keine ionisierende Strahlung und ist nicht invasiv. Sie ist besonders geeignet für die Körperteile, die reich an Wasserstoff sind: Fett, Muskeln und Blut.

Nachteile

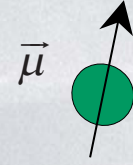
Der Patient muss längere Zeit bewegungslos bleiben und wird einem ohrenbetäubenden Lärm ausgesetzt. Personen mit Klaustrophobie wird von der Untersuchung (tiefer Tunnel) abgeraten.



Das Proton

Der Hauptbeteiligte bei der Bildgebung im MRT ist der Wasserstoffkern (Proton), welcher im menschlichen Körper (70% Wasser) in grossen Mengen vorkommt.

Nach den Gesetzen der Quantenmechanik besitzt ein Proton einen Eigendrehimpuls (Spin). Da das Proton geladen ist, erzeugt diese Rotation ein magnetisches Moment μ . Es verhält sich also wie ein kleiner magnetischer Kreislauf.



Präzession

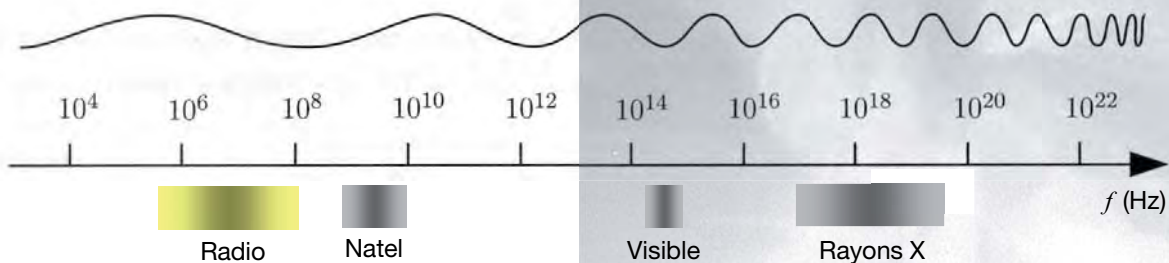
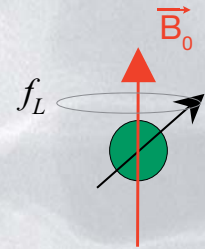
In einem Magnetfeld B_0 dreht sich das magnetische Moment μ ähnlich wie ein Kreisel im Gravitationsfeld. Diese Bewegung nennt man Präzession. Die Frequenz f_L der Präzession ist proportional zur Stärke des Magnetfeldes:

$$f_L = \gamma B_0 \quad (\text{Larmorfrequenz})$$

Für das Proton gilt:

$$\gamma = 42,6 \text{ MHz/T}$$

In einem Magnetfeld von einigen Tesla Feldstärke, wie es typischerweise im MRI verwendet wird, liegt die Larmorfrequenz im Bereich von 10^7 Hz.



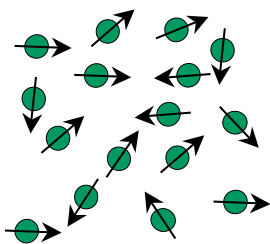
Magnetisierung

Wenn kein Magnetfeld vorhanden ist, richten sich die magnetischen Momente aufgrund der thermischen Bewegung der Atome zufällig aus. Es gibt keine globale Magnetisierung.

Ist ein genügend starkes Magnetfeld vorhanden, so richten sich die magnetischen Momente (mehrheitlich parallel) aus und erzeugen so eine Magnetisierung.

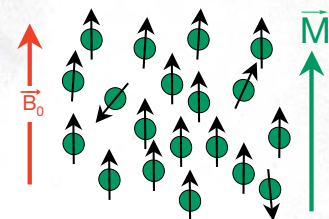
$$\vec{B}_0 = \vec{0}$$

$$\vec{M} = \sum \vec{\mu}_i = \vec{0}$$



$$\vec{B}_0 \neq \vec{0}$$

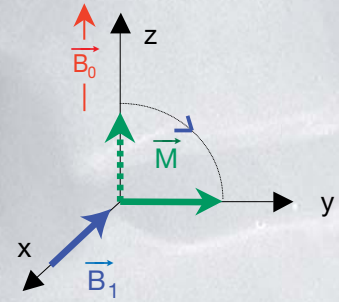
$$\vec{M} \neq \vec{0}$$



Die globale Magnetisierung M ist parallel zu B_0

Das Prinzip der Resonanz

Ein magnetisches Wechselfeld B_1 (im Frequenzbereich von Radiowellen) senkrecht auf B_0 verursacht eine Drehung der Magnetisierung M (z.B. um 90°), falls die Frequenz des magnetischen Wechselfeldes der Larmorfrequenz f_L entspricht. Das Magnetfeld B_1 muss also mit der Larmorfrequenz des Kerns in Resonanz sein. So kann sehr genau bestimmt werden, um wie viel die Magnetisierung gekippt wird.



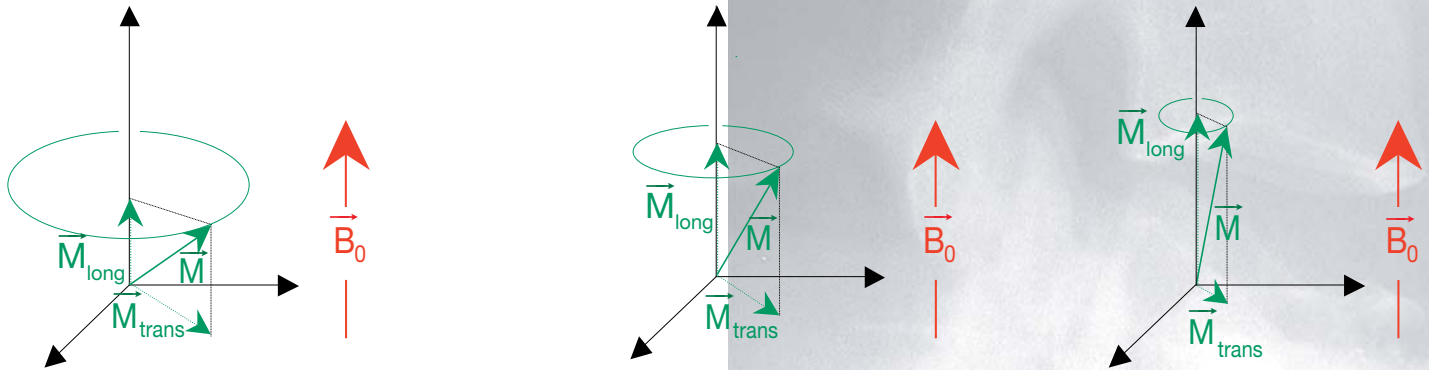
Die Dauer, während der das magnetische Wechselfeld B_1 angelegt wird, ist sehr kurz. Man spricht von einem HF-Impuls (Hochfrequenzsignal). Es wird durch eine spezielle Antenne ausgestrahlt und ist die eigentliche Ursache des Phänomens der Magnetresonanz.

Die Anwendung dieses Radiofrequenz-Impulses hat zur Folge, dass sich ein Teil der Magnetisierung M kurzzeitig senkrecht zum Magnetfeld B_0 ausrichtet und so in Präzession gebracht wird.

Es gibt nun eine Komponente der Magnetisierung M längs (M_{long}) und eine Komponente quer (M_{trans}) zum Magnetfeld B_0 .

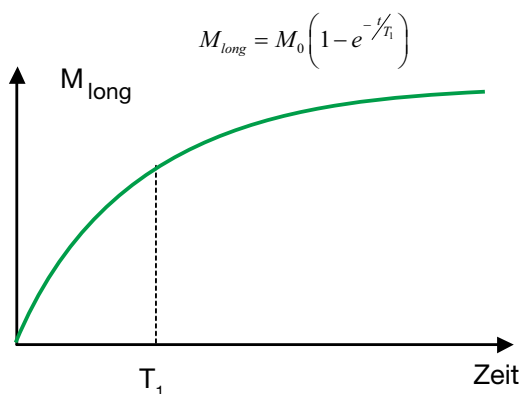
Rückkehr zum Gleichgewicht

Nach dem HF-Impuls kommt es zu einer Relaxation, das bedeutet, dass sich die Magnetisierungsvektoren wieder entlang des Magnetfeldes B_0 ausrichten:

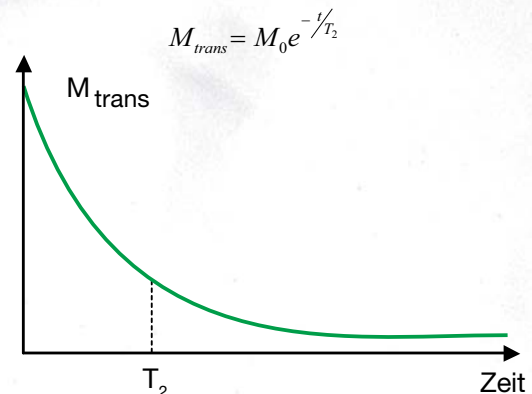


Signalform

Längsrelaxation: die Längskomponente M_{long} nähert sich dem ursprünglichen Wert M_0 exponentiell an (Zeitkonstante T_1).



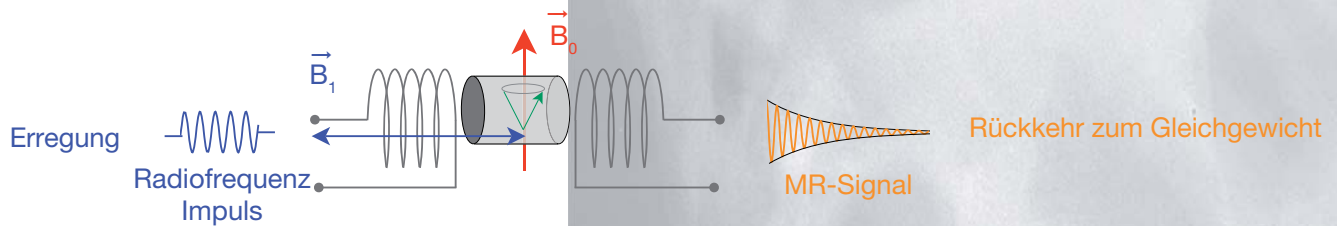
Querrelaxation: die Querkomponente M_{trans} geht exponentiell (Zeitkonstante T_2) gegen Null.



Hier wird das Signal der Querrelaxation (charakterisiert durch T_2), welche nach dem Ausschalten des Radiofrequenz-Impulses abnimmt, diskutiert.

Signal der Magnetresonanz (MR-Signal)

Die Rückkehr des Magnetisierungsvektors in die Gleichgewichtslage nach dem Abschalten des HF-Impulses kann mit einer Spule detektiert werden.

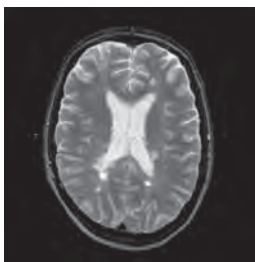


Information im MR-Signal

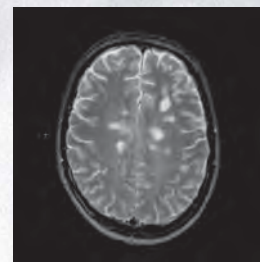
Das MR-Signal, welches von Protonen an bestimmten Stellen im Gewebe stammt, enthält Informationen über:

- die Dichte der Protonen im Gewebe.
- die Larmorfrequenz entspricht der Resonanzfrequenz und hängt von der Stärke des Magnetfeldes an der erzeugten Stelle ab.
- die Relaxationszeit T_2 , welche (wie auch die Längsrelaxationszeit T_1) von der physikalisch-chemischen Eigenschaft der Umgebung der Wasserstoffkerne abhängt. Dadurch können verschiedene Gewebearten unterschieden werden.

Zum Vergleich zwei Bilder vom menschlichen Gehirn:



Gesundes Gehirn



Gehirn eines Multiple Sklerose-Patienten

Die T_2 -Zeit zeigt deutliche Unterschiede bei krankem Gewebe.

Typische Relaxationszeiten (abhängig von der Stärke des Magnetfeldes)

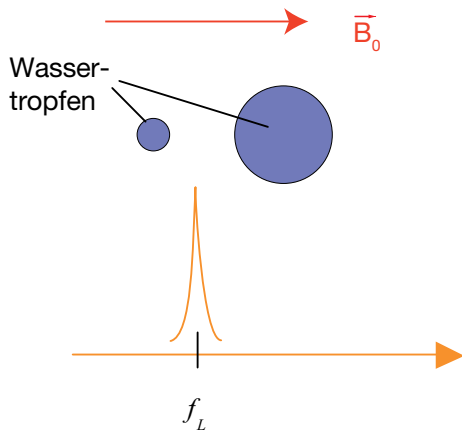
	Anteil von H	T_1 (ms)	T_2 (ms)
Wasser	100	2500	2500
Blut	90	720	175
Muskel	84	435	40
Fett	86	170	130
weisse Masse	84	340	62
graue Masse	81	480	84

Lokalisation der Wasserstoffkerne

Um die Wasserstoffkerne im Magnetfeld B_0 zu lokalisieren, wird dieses von einem zusätzlichen inhomogenen Magnetfeld G überlagert.

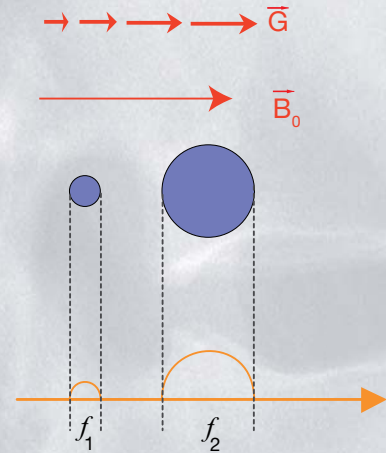
Da die Larmorfrequenz f_L des Protons vom totalen Magnetfeld an dieser Stelle abhängig ist, kann so das Gewebe stufenweise in der Tiefe oder nach Region untersucht werden.

Als Beispiel ist hier schematisch das MR-Signal von zwei Wassertropfen dargestellt:



Das Hauptmagnetfeld B_0 sei konstant. Die Resonanzfrequenz ist für alle Protonen dieselbe, folglich gibt es nur einen Ausschlag.

$$f_L = \gamma B_0$$

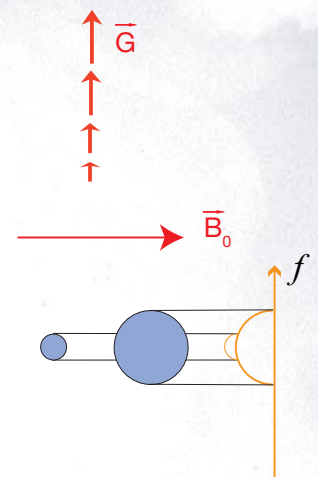
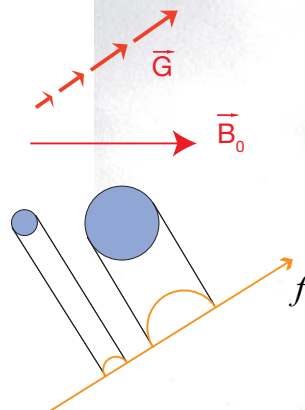
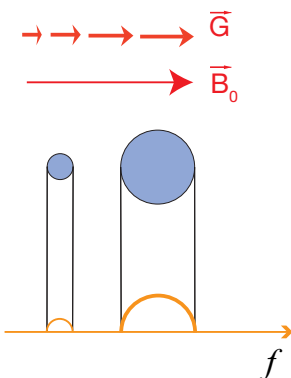


Das Magnetfeld ergibt sich aus der Überlagerung vom Feld B_0 und vom inhomogenen Feld G . Die Resonanzfrequenz ist folglich ortsabhängig:

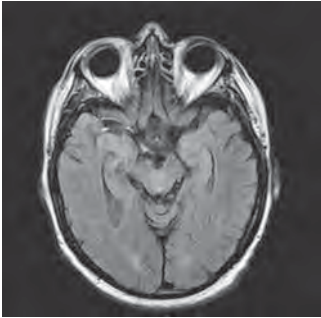
$$f_L = \gamma \|\vec{B}_0 + \vec{G}\|$$

Rekonstruktion des Bildes durch Projektion

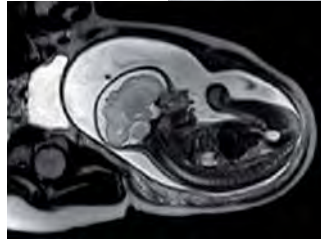
Durch Änderung der Richtung von G erhält man verschiedene Projektionen der Lage der Wassertropfen. Mit diesen Informationen lassen sich nun dreidimensionale Bilder erzeugen.



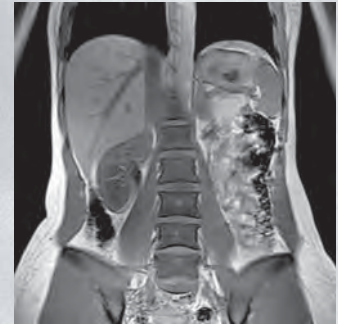
Untersuchung verschiedener Organe



Horizontalschnitt des Schädels



Sagittalschnitt eines Fötus



Axialschnitt des Rumpfes

Knieuntersuchung

Die Darstellung von drei anatomischen Ebenen am Beispiel des Knies.

Horizontalschnitt

Der Schnitt zeigt die Menisken, Bänder und Knorpel des Knies.



Axialschnitt

Der Axialschnitt ermöglicht die Analyse der Kniescheibe, deren Positionierung sowie der Knorpel zwischen der Kniescheibe und dem Oberschenkelknochen.

Sagittalschnitt

Beim Sagittalschnitt kann der Zustand der Menisken, des Kreuzbandes sowie der Patellasehne beurteilt werden.

