

10 Diagnostische Bildgebung

Literatur zu bildgebenden Verfahren allgemein:

- Bildgebende Verfahren in der Medizin, O. Dössel, Springer-Verlag
- P. Suetens, The fundamentals of medical imaging, Cambridge
- Heinz Morneburg (Ed.), Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik, Siemens
- N.B. Smith, A. Webb, Introduction to medical imaging, Cambridge
- J.T. Bushberg, J.A. Seibert, E.M. Leidholdt, J.B. Boone, The essential physics of medical imaging, Wolters Kluwer
- P. Allisy-Roberts, J. Williams, Farr's Physics for medical imaging, Saunders

Im zweiten Teil der Vorlesung werden physikalische Methoden diskutiert, welche in der medizinischen Diagnose angewendet werden. Die medizinische Diagnostik ist ein sehr breites Gebiet, welches neben physikalischen auch chemische und biologische Verfahren umfasst. Wir beschränken uns hier auf die physikalischen und insbesondere auf einige bildgebende Verfahren.

Dieses Kapitel gibt eine kurzen Übersicht über die Methoden, welche in den folgenden Kapiteln diskutiert werden. Darüber hinaus werden einige weitere Methoden aufgezählt für die im Rahmen dieser Vorlesung keine Zeit bleibt. Das Schwergewicht liegt bei Methoden, die in der klinischen Praxis verwendet werden. Daneben finden sich einige Beispiele von physikalischen Techniken, die für die medizinische Grundlagenforschung wichtig sind.

10.1 Bildgebende Methoden

10.1.1 Allgemeines

Diagnostik, also die Beurteilung des Gesundheitszustandes und die Suche nach den Ursachen einer Krankheit, gehört zu den wichtigsten Aspekten der Medizin. Während sie lange Zeit praktisch nur auf die Erfahrung und Ausbildung eines Arztes angewiesen war, stützt sie sich heute in wesentlichen Teilen durch biologische, chemische und physikalische Techniken. Heute existiert eine Vielzahl von Methoden, welche diagnostisch wertvolle Informationen liefern. Dadurch wird eine objektivere Analyse ermöglicht, als sie dem Arzt alleine möglich ist. Die verschiedenen Methoden sollten nicht als Konkurrenz betrachtet werden, sondern als unterschiedliche Möglichkeiten, die sich ergänzen. Häufig liefert eine einzelne Methode nicht genügend Informationen, sondern erst eine Kombination von verschiedenen Methoden liefert die relevante Aussage.

Die medizin-physikalische Forschung versucht, die einzelnen Methoden weiter zu optimieren, so dass sie möglichst viel Information oder möglichst genau die gewünschte Information liefern. So kann z.B. die MRI auf sehr unterschiedliche Informationen optimiert werden, wie z.B. die Geometrie von Weichteilen, das Wachstum von Krebszellen, Stoffwechselstörungen oder die Strömungsgeschwindigkeit von Blut. Ein weiteres Beispiel ist die Thermographie: Die Körpertemperatur wird seit langem als relevante diagnostische Information verwendet. Die technische Entwicklung hat nicht nur die Präzision der Punktmessungen erhöht, sondern auch aus einer Punktmessung eine bildgebende Methode entwickelt. Weiterhin sollen unerwünschte Nebenwirkungen, wie z.B. die Strahlenbelastung, weitgehend reduziert werden.

Traditionell (vor allem bei der Röntgentechnik) lag der Schwerpunkt der physikalischen Diagnostik bei

der Abbildung von Organen. Heute liegt ein wichtiger Entwicklungstrend in der Erweiterung von der rein anatomischen Abbildung auf funktionelle Bildgebung, also zur Abbildung von bestimmten Körperfunktionen wie z.B. Durchblutung, Stoffwechsel, Nervenaktivität. In die gleiche Richtung zielt die molekulare Bildgebung, also die Messung der Verteilung bestimmten Moleküle im Körper. Und schliesslich versucht man immer häufiger, verschiedene Verfahren zu kombinieren, z.B. für eine besonders hohe räumliche Auflösung die Kombination aus MRT / CT.

10.1.2 Kernspintomographie (MRI)

In der Kernspintomographie (MRI = Magnetic Resonance Imaging) verwendet man resonante Anregung von Kernspin-Übergängen, um die Dichte von bestimmten Atomen (meistens Protonen = Wasserstoffatome) abzubilden. Sie basiert auf der Kernspinresonanz (NMR = Nuclear Magnetic Resonance).

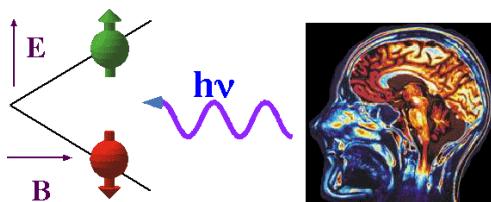


Abbildung 10.1: Links: Prinzip der Kernspinresonanz (NMR). Rechts: Schnittbildaufnahme eines Kopfs mittel Kernspintomographie (MRI).

Figur 10.1 zeigt das Prinzip: In einem Magnetfeld sind die Energien der Zustände eines Kernspins um den Betrag der Larmorfrequenz aufgespalten, welche proportional ist zur Stärke des Magnetfeldes. Ein resonantes magnetisches Wechselfeld, das senkrecht zum statischen Magnetfeld orientiert ist, kann Übergänge zwischen diesen Zuständen anregen. Die Stärke des Signals ist proportional zur Anzahl der Spins.

Da die Aufspaltung und damit die Resonanzfrequenz proportional zur Stärke des Magnetfeldes ist, kann man die Larmorfrequenz der Kerne als Maß für die Stärke des Magnetfeldes verwenden. Benutzt man

ein Magnetfeld, dessen Stärke über den Raum variiert, kann man somit die Verteilung der Spindichte im Raum bestimmen. Eine Darstellung dieser Spindichte ergibt damit, je nach Aufnahmetyp, ein zweidimensionales oder dreidimensionales Bild des Objektes.

In der Medizin stellt man in erster Linie die Protonen (=Wasserstoff)-Dichte dar. Die wichtigsten Signalbeiträge sind deshalb Wasser und Fett. Figur 10.1 zeigt als Beispiel einen Querschnitt durch einen Kopf: hier wird das Gehirn sehr detailliert dargestellt, während der Schädel nur schwach erscheint. Die größte Bedeutung hat die MRI daher auch im Bereich der Funktion und von Erkrankungen des Gehirns und der "weichen" Organe.

Die MRI ist ein quantitatives bildgebendes Verfahren und bietet eine Vielzahl von Parametern, die eine Kontrastverbesserung für die unterschiedlichen Untersuchungen möglich machen. Es ist außerdem möglich, eine Region des Körpers nicht nur dreidimensional abzubilden, sondern auch spektroskopische Information ortsaufgelöst zu messen (MR-Spektroskopie). Dadurch kann man die räumliche Verteilung von Stoffwechselprodukten (Metaboliten) bestimmen, welche sehr spezifische Informationen über mögliche Erkrankungen liefern. Zu den wichtigsten Anwendungen gehört inzwischen die funktionelle Bildgebung, welche Gehirnaktivität räumlich und zeitlich aufgelöst darstellt.

10.1.3 Projektionsröntgen



Abbildung 10.2: Röntgenaufnahmen.

Beim Projektionsröntgen wird das zu untersuchende Körperteil mit Röntgenstrahlen durchleuchtet

und das Linienintegral über den (linearen) Röntgenschwächungskoeffizienten entlang der Strahlbahn gemessen. Diese Abbildungsmethode wurde schon kurz nach der Entdeckung der Röntgenstrahlen durch Wilhelm Conrad Röntgen am 8. November 1895 medizinisch benutzt. Sie ist deshalb die am besten etablierte der hier diskutierten Methoden.

Im Projektionsröntgen werden Objekte dann erkannt, wenn sie Röntgenstrahlung stärker oder weniger stark absorbieren als ihre Umgebung. Da die Absorption von Röntgenstrahlung im Wesentlichen durch die Elektronendichte bestimmt ist, wird sie vor allem durch schwere Atome beeinflusst.

Knochen sind deshalb deutlich vor einem Hintergrund aus Weichtalgewebe zu erkennen. Verschiedene Weichtalgewebe (Fett, Muskeln etc.) können aber erst durch den Einsatz von Kontrastmitteln unterschieden werden. Insgesamt sind die möglichen Anwendungen sehr zahlreich, zumindest für die Abbildung von Knochen, Organen und Gefäßen. Quantitative Messungen sind auf Grund der Messung nur eines Parameters nur sehr eingeschränkt möglich.

10.1.4 Computer-Tomographie (CT)

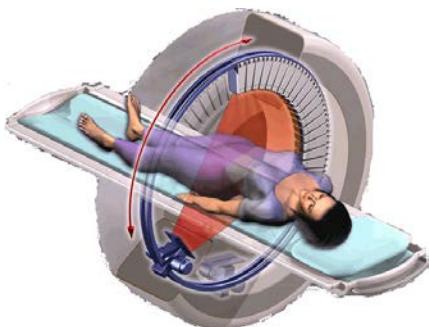


Abbildung 10.3: Computer-Tomographie

Die physikalischen Grundlagen für die CT sind die gleichen wie beim Projektionsröntgen. Bei der CT werden jedoch viele Projektionen gemessen, indem die Röntgenquelle und der Detektor um das Objekt (den Patienten) gedreht werden. Aus dieser Vielzahl von Projektionen berechnet ein Computer durch Rückprojektion die Elektronendichte im dreidimensionalen Objekt.

Aus dem rekonstruierten dreidimensionalen Objekt können beliebige Schnittbilder berechnet werden. Im Vergleich zum Projektionsröntgen wird dadurch die Überlappung zwischen hintereinander liegenden Objekten stark reduziert und der Informationsgehalt entsprechend gesteigert.

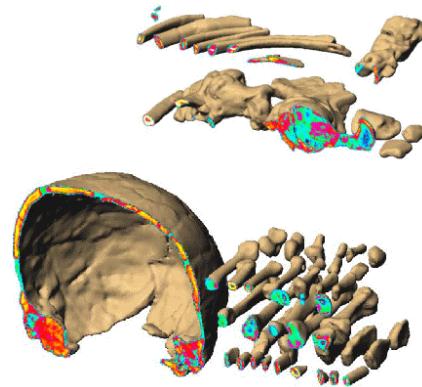


Abbildung 10.4: CT Abbildungen: Knochen eines Neandertalers.

Das Einsatzgebiet umfasst hauptsächlich Unfalldiagnostik und Untersuchungen von Kopf, Lunge und Bewegungsapparat. Die Operationsplanung in der Endoprothetik, zum Beispiel bei der künstlichen Hüfte, basiert heute auf den dreidimensionalen CT-Datensätzen. Quantitative CT ist nur eingeschränkt möglich, geht aber weiter als beim Projektionsröntgen. Ein Einsatzgebiet ist zum Beispiel die Messung des Knochenzustandes im Verlauf einer Therapie oder Erkrankung.

10.1.5 Nukleardiagnostik

Nukleardiagnostik fasst diejenigen diagnostischen Verfahren zusammen, welche radioaktive Isotope für die Untersuchung verwenden. Bei der Nukleardiagnostik ist nicht die Abbildung der Morphologie das Ziel, sondern es sollen funktionelle Abläufe sichtbar gemacht werden. Dafür werden dem Probanden geeignete Moleküle verabreicht, welche die zu untersuchende Funktion markieren. Um diese Testmoleküle anschließend detektieren zu können, werden sie mit Radioisotopen markiert. Deren Herstellung kommt somit eine entscheidende Bedeutung zu.

Sie umfasst Arbeiten aus den Bereichen Kernphysik, Chemie und Pharmakologie.

Gemessen wird die Aktivität des zuvor eingebrachten radioaktiven Isotops (meist Gammastrahler) als Funktion von Ort und Zeit. Indem man die Quelle dieser Strahlung ermittelt, kann man nicht nur die Anreicherung in einem bestimmten Teil des Körpers verfolgen, sondern auch den Weg durch den menschlichen Organismus. Für diese Messung werden empfindliche Detektoren benötigt, um die Strahlenbelastung möglichst gering zu halten.

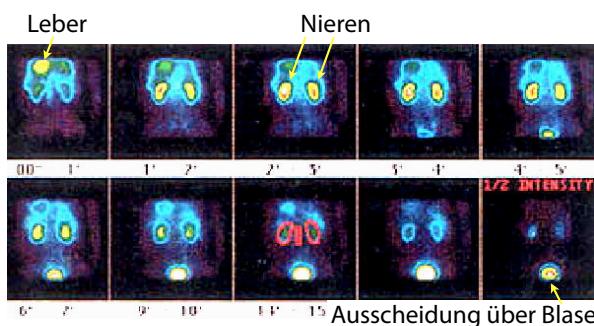


Abbildung 10.5: Beispiel für planare Szintigraphie.

Bei der planaren Szintigraphie wird die Aktivitätsverteilung nach der Einnahme eines Präparats mit einer Gammakamera räumlich und zeitlich aufgelöst gemessen. Sie entspricht dem Projektionsröntgen. Abbildung 10.5 zeigt als Beispiel eine Nierenfunktionsszintigraphie. Das Radiopharmakon fließt normal über die Nieren in die Blase. Die Durchblutung der Niere kann seitengrenzt beurteilt werden, ebenso wie die Reinigungsfunktion der Niere (*clearance*).

10.1.6 SPECT und PET

Ähnlich wie bei der CT kann auch die Nuklear-dagnostik auf drei Dimensionen erweitert werden. Die dreidimensionale Erweiterung der planaren Szintigraphie wird als **Single Photon Emission Computer Tomography (SPECT)** bezeichnet. Hier wird das Linienintegral der Aktivitätsdichte mit der Gammakamera in verschiedenen Projektionen gemessen. Aus diesen Projektionen wird mit Hil-

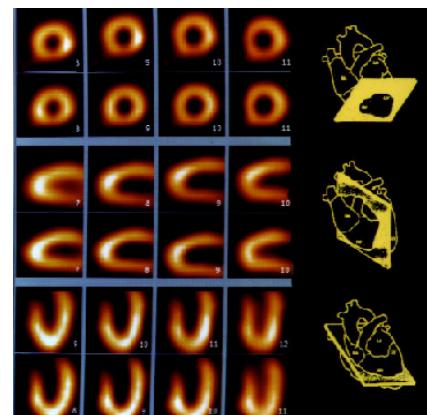


Abbildung 10.6: Myokard-SPECT.

fe ähnlicher mathematischer Rekonstruktionsverfahren wie in der CT die dreidimensionale Verteilung berechnet. Abbildung 10.6 zeigt das Ergebnis einer Myokardszintigraphie (Myokard-SPECT). Diese Technik liefert exakt reproduzierbare und nachvollziehbare Schnitte durch das Herz und wird zum Beispiel bei Verdacht auf eine koronare Herzkrankheit eingesetzt.

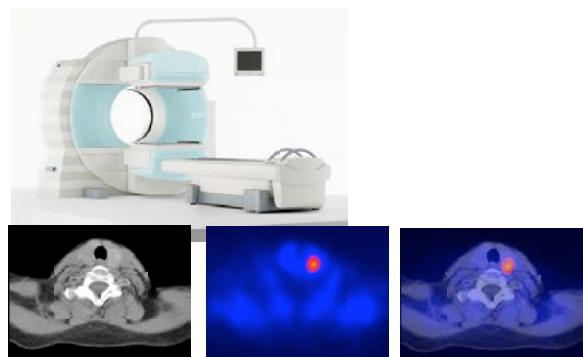


Abbildung 10.7: SPECT/Spiral-CT-Gerät (oben) und Kombination (rechts) zweier Aufnahmen (links: CT, Mitte: SPECT).

Es gibt auch Kombinationsgeräte, mit denen SPECT- und CT-Untersuchungen gleichzeitig durchgeführt werden können. Abbildung 10.7 zeigt ein Gerät von Siemens, darunter eine CT- und SPECT-Aufnahme eines Schilddrüsentumors (links, Mitte) und das zugehörige Kombinationsbild (rechts). Die Diagnose von Tumor- und Herzerkrankungen wird so genau-

er und zuverlässiger.

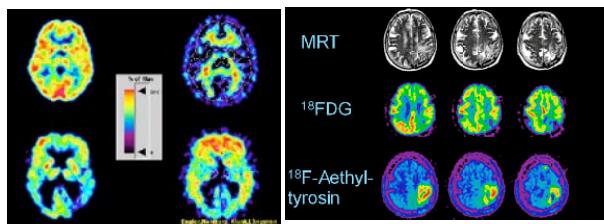


Abbildung 10.8: Links: PET eines gesunden Menschen (oben) und eines Alzheimer-Patienten (unten). Rechts: Kombination der Informationen aus MRI und PET.

Bei der **Positronen-Emissions-Tomographie (PET)** wird ein Positronenmarker eingesetzt zur Molekülverfolgung und die Gammaquanten der Annihilationsstrahlung von Positronen mit Elektronen über eine Koinzidenz-Detektion gemessen. PET wird häufig für die Untersuchung von Gehirnfunktionen verwendet.

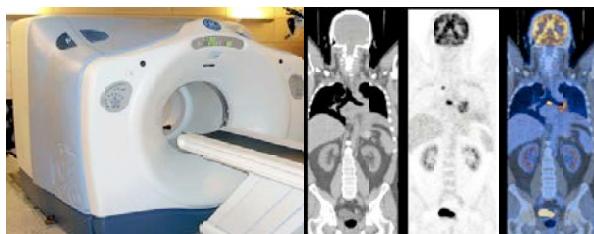


Abbildung 10.9: Kombinationsgerät für PET und CT.

Auch hier gibt es Kombinationsgeräte für PET und CT-Aufnahmen. Die Verwendung von MRI-Schnittbildern zusammen mit PET-Bildern wird insbesondere bei Untersuchungen am Gehirn benutzt. Solche Kombinationen sind deshalb wichtig, weil sie wesentlich mehr Informationen liefern als die getrennten Techniken allein: CT liefert keine funktionelle Information, PET hat eine zu niedrige Auflösung und kann keine Strukturen abbilden.

10.1.7 Ultraschall

Ein praktisch ebenfalls sehr wichtiges bildgebendes Verfahren ist die Sonographie (Ultraschall-Diagnostik). Diese nutzt die Reflexion, Streuung und Absorption von Ultraschall in Gewebe. Ein Ultraschallwandler erzeugt die Ultraschallwelle und detektiert die vom Gewebe erzeugten Echos.



Abbildung 10.10: Beispiele für Ultraschallbilder. Links: 3D-Bild, rechts: konventionelles Ultraschallbild eines Babys.

Im Vergleich zu anderen Techniken ist das Ultraschall-Verfahren relativ preisgünstig, die Geräte sind kompakt, und die verwendeten Schallwellen stellen keine signifikante Belastung dar. Die Ultraschall-Diagnostik hat deshalb ein sehr breites Anwendungsgebiet; es erstreckt sich von der Schwangerschaft über Gynäkologie und die Untersuchung von Blutgefäßen bis zu Herzuntersuchungen.

10.1.8 Weitere Verfahren

Die Abbildung bioelektrischer Quellen des Körpers wird vorwiegend für die Untersuchung von Herz und Hirn benutzt. Dabei werden elektrische wie auch magnetische Signale detektiert. In der Impedanztomographie werden Widerstandsänderungen gemessen.

Die Zielsetzung dieser Verfahren ist vergleichbar mit der von SPECT oder funktioneller MRI, nämlich die Abbildung funktioneller Abläufe im Körper. Es werden jedoch nicht Stoffwechsel-Prozesse

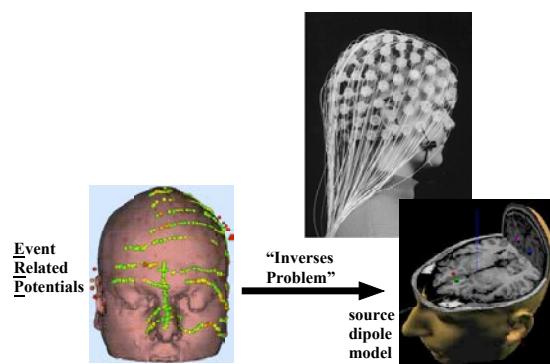


Abbildung 10.11: Messung von Event Related Potentials (ERP) mit Hilfe eines EEG-Geräts und der Rückschluss auf die zugrunde liegenden Stromdipol-Verteilung.

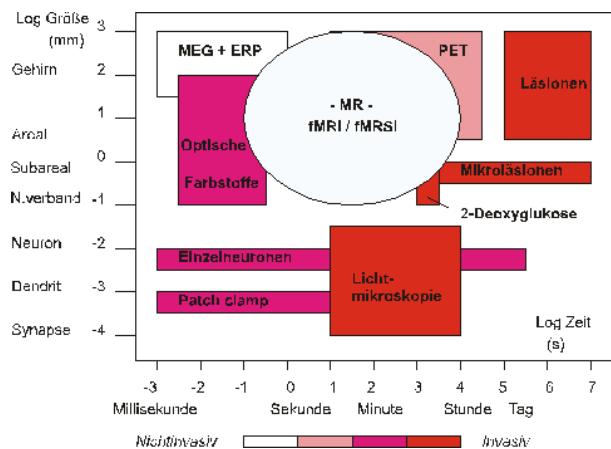


Abbildung 10.12: Vergleich von unterschiedlichen Methoden bezüglich räumlicher und zeitlicher Auflösung und Invasivität.

abgebildet, sondern elektrophysiologische Abläufe. So kann man am Herzen zusätzliche Leitungsbahnen, die zu Herzrhythmusstörungen führen, lokalisieren. Diese können dann mit einer RF-Ablation unterbrochen und der Patient so vollständig geheilt werden. Seit kurzem können auch die elektrophysiologischen Auswirkungen eines Herzinfarkts abgebildet werden.

Weiter gibt es die Verfahren Thermographie, optische Tomographie und Endoskopie, welche alle optische Verfahren verwenden.

10.1.9 Methodenvergleich

Für die Bewertung und den Vergleich der einzelnen Methoden gibt es eine Reihe von unterschiedlichen Kriterien, wie z.B. räumliche und zeitliche Auflösung oder die Invasivität. Einige davon sind in Abb. 10.12 zusammengefasst. Invasiv sind Verfahren dann, wenn sie den Körper mit Einschnitten, Substanzen oder ionisierender Strahlung belasten. Dazu gehören chirurgische Eingriffe, wie sie bei den Methoden erforderlich sind, die in Abb. 10.12 rot markiert sind.

Abbildung 10.13 vergleicht die Vor- und Nachteile der wichtigsten Methoden.

10.2 Endoskopie

Literatur zu diesem Kapitel:

- Dössel, Bildgebende Verfahren in der Medizin, Kap. 12

Endoskopie bedeutet: den Körper von Innen betrachten. Der Ausdruck steht für eine Reihe von Methoden, die sich auf unterschiedliche Weise optischen Zugang zum Innern des Körpers beschaffen - entweder durch natürliche Körperöffnungen (Speiseröhre, Lufttröhre, Enddarm) oder durch kleine Schnitte (z.B. am Knie für Arthroskopie oder am Bauch für Laparoskopie). Zur Beleuchtung wird Licht zugeführt und das Bild wird über ein Bündel von Glasfasern oder als Videosignal wieder herausgeführt.

10.2.1 Linsen-Endoskope

Die wichtigste Unterscheidung zwischen den verschiedenen endoskopischen Methoden ist über die Art des Transportes des optischen Bildes. Diese kann über Linsen oder über Glasfasern erfolgen.

Linsenendoskope bestehen aus einer Kette von Linsen.

Die einzelnen Sektionen (=Relays) verlängern dabei das optische Rohr, indem sie das Objekt jeweils

	Vorteile	Nachteile
PET	<ul style="list-style-type: none"> zeigt Organfunktionalität zeigt Details des Nervensystems 	<ul style="list-style-type: none"> Ionisierende Strahlung teuer und seltene Isotope schlechte Zeitauflösung 2-6 mm Schlechte Zeitauflösung ~ Minuten Spezieller Umgang mit Radionukliden
MRI	<ul style="list-style-type: none"> 3D Bilder mit hoher Aufl. <1 mm Sehr guter Kontrast von Bindegewebe Funktionalität des Nervensystems mit fMRI mit Zeitauflösung <1s Keine Gefahr für den Patienten, schmerzlos, kein invasiver Eingriff 	<ul style="list-style-type: none"> Sehr teuer Scanning erfordert viel Zeit Gefahr durch Implantate Klaustrophobie Hohe Qualifikation des Personals
Röntgen	<ul style="list-style-type: none"> Billig Einfach in der Bedienung Hohe Verfügbarkeit Schnelle Bildgebung Guter Kontrast für Knochen Echtzeitabbildung während Operationen 	<ul style="list-style-type: none"> Ionisierende Strahlung Strahlendosis ist kumulativ schlechter Kontrast für Bindegewebe Keine Funktionalität
Ultraschall	<ul style="list-style-type: none"> Nicht invasiv Hohe Treffsicherheit Beliebig wiederholbar Hohe Akzeptanz "billig" Bed-side-Verfahren Echtzeit mit hoher Bildfrequenz Interaktive Anwendung 	<ul style="list-style-type: none"> Hindernisse: Luft und Knochen Aussagewert stark abhängig von Untersuchungsqualifikation Schlechte Ortsauflösung
Endoskopie	<ul style="list-style-type: none"> Abbildung innerer Hohlräume Wichtige Vorsorgeuntersuchung Unterstützung von minimalinvasiver Chirurgie 	Möglichkeit der Verletzung, jedoch gering

Abbildung 10.13: Vor- und Nachteile der wichtigsten Methoden.

im Maßstab 1:1 abbilden. Die Abstände zwischen den Linsen und ihre Brennweiten sind durch ihren Durchmesser und die numerische Apertur bestimmt. Für eine bessere Tiefendarstellung kann das Bildsystem stereoskopisch aufgebaut werden, wie in Abb. 10.17 gezeigt.

10.2.2 Faser-Endoskope

Da es schwierig ist, Linsenendoskope mit mehr als 5 Segmenten zu bauen, verwendet man häufiger Faser-Endoskope.

Bei Faser-Endoskopen führen Lichtleitfasern das Licht über Totalreflexion.

Optische Fasern leiten Licht nach dem Prinzip der vollständigen internen Reflexion. Ist der Querschnitt groß, so können sich in der Faser mehrere optische Moden ausbreiten. Bei einem geringen Querschnitt wird nur eine Mode transportiert. Man spricht dann von einer Single-Mode Faser oder Monomod-Faser. Bei einer Faser mit einer kontinuierlichen Variation des Brechungsindexes, z.B. entsprechend dem Ausdruck

$$n^2(r) = n_1^2 - NA^2 \left(\frac{2r}{D_F} \right)^g$$

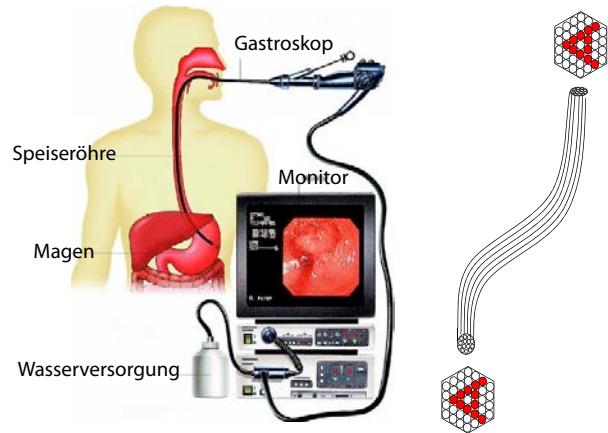


Abbildung 10.14: Endoskopie.

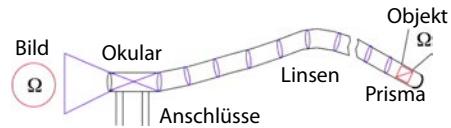


Abbildung 10.15: Linsen-Endoskop.

folgt das Licht einem gekrümmten Weg, sondern man es mit Hilfe der Strahlenoptik beschreibt. Diese Art der Fasern wird als Gradientenfaser bezeichnet.

Grundsätzlich ist es möglich, das Bild mit einer einzelnen Faser zu transportieren, sofern der Brechungsindex radial parabolisch abnimmt. Diese Art von Fasern wird als "Gradient Index Lens" bezeichnet. Sie erzeugt nach einer festen Länge ein Bild. Allerdings ist die Bildqualität dieser Systeme in der Praxis nicht genügend. Statt dessen wird jeder einzelne Bildpunkt durch eine Single-Mode Faser transportiert. In diesen Fasern ist der Querschnitt des lichtleitenden Kerns so klein, dass darin nur für eine einzelne optische Mode Platz ist. Weitere Einzelheiten dazu wurden im Teil I, Kapitel 9.2.10 behandelt.

Typische Fasern für den Beleuchtungskanal eines Endoskops haben einen Querschnitt von $\approx 30 \mu\text{m}$, und man verwendet ein Bündel aus 5000-7000 Fasern. Für die Bildübertragung liegt der Querschnitt bei $7 - 10 \mu\text{m}$, und man verwendet bis zu 40000 Fasern. Die Schwierigkeit liegt hier vor allem darin, ein kohärentes Faserbündel zu haben, d.h. die Fasern müssen an beiden Enden gleich angeordnet sein.

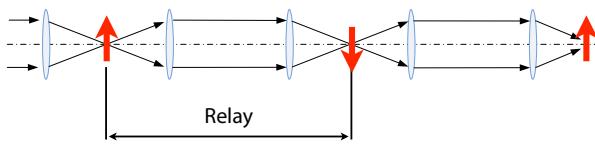


Abbildung 10.16: Relaysystem eines Linsen-Endoskops.

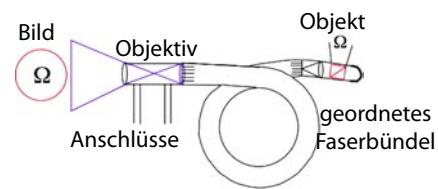


Abbildung 10.18: Faser-Endoskop.

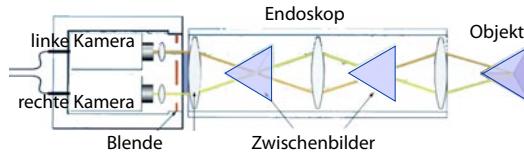


Abbildung 10.17: Stereoskopisches Linsen-Endoskop.

Neben den Fasern für Beleuchtung und Bildübertragung enthalten Endoskope, je nach Anwendung, weitere Kanäle, z.B. für die Biopsie oder für den Transport von Wasser.

Anstelle von optischer Auskopplung des Bildes kann auch eine miniaturisierte Videokamera eingebaut und das Bild als Videosignal herausgeführt werden. Dafür werden CCD Chips mit einer Fläche von $5 \text{ mm} \times 6 \text{ mm}$ verwendet, mit Pixelgrößen von etwa $7 \mu\text{m} \times 7 \mu\text{m}$.

10.2.3 Anwendungen

Das Endoskop liefert visuelle Evidenz für Problemzonen, wie z.B. Ulzeration und Entzündungen, karzinogene Gewebeteile, etc. Endoskope werden benutzt um lokal Gewebeproben zu nehmen und eventuelle Polypen zu entfernen.

Endoskopie unterstützt minimalinvasive Chirurgie, liefert Filme von inneren Organen und ermöglicht die lokale Anwendung pharmazeutischer Produkte. Je nach Untersuchungsobjekt benutzt man für die Einführung des Instruments in den Körper eine natürlich Körperöffnung wie den Mund, oder es wird eine künstliche Körperöffnung geschaffen, wie bei der Arthroskopie, welche vor allem zur Abbildung der Anatomie und Erkrankungen am Kniegelenk (Knie OP) und am Meniskus verwendet wird. En-

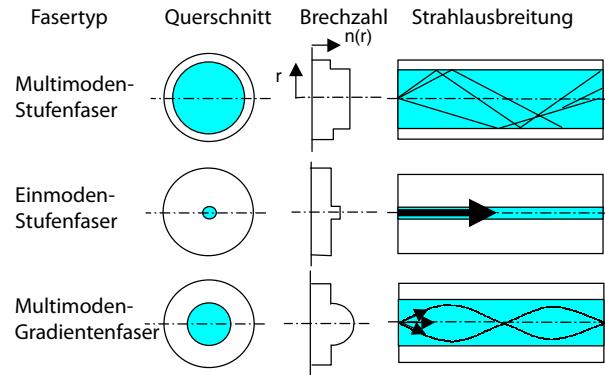


Abbildung 10.19: Unterschiedliche Arten von optischen Fasern.

doskope, die mit chirurgischen Instrumenten ausgestattet sind, werden in der Laparoskopie verwendet, welche auch als Videochirurgie, Knopflochchirurgie oder minimalinvasive Chirurgie bezeichnet wird.

Wellenlänge [nm]	Optische Eindringtiefe [mm]
400	<1
514	0.5-2
630	1-6
700-800	5-10

Langwelliges Licht, also rotes Licht, wird weniger stark gestreut als Licht mit kurzer Wellenlänge und dringt deshalb weiter ins Gewebe ein. Über die Wahl des Lichtes ist es somit möglich, unterschiedliche Gewebetiefen abzubilden. Es ist auch möglich, für die Beleuchtung und die Detektion unterschiedliche Wellenlängen zu verwenden, z.B. um Fluoreszenzmarker abzubilden.

Endoskope können auch als autonome Systeme genutzt werden, welche in der Form von Kapseln verschluckt werden, um auf diese Weise das Innere des

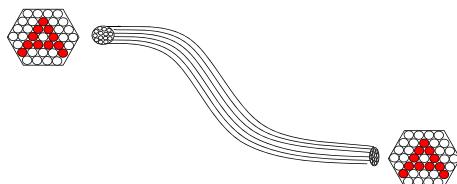


Abbildung 10.20: Kohärentes Faserbündel.

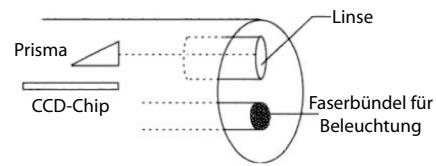


Abbildung 10.22: Spitze eines Video-Endoskops.

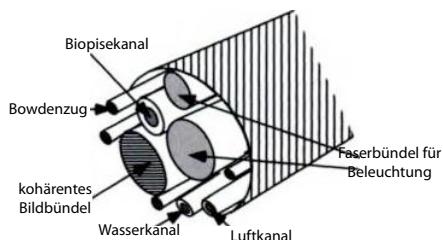


Abbildung 10.21: Spitze eines Endoskops.

Verdauungskanals zu untersuchen. Dies wird vor allem für die Untersuchung des Dünndarms genutzt, der sonst nicht zugänglich ist.

Zu den wichtigsten Qualitätskriterien gehören die optischen Eigenschaften (Zahl der Bildpunkte, Fokusbereich, Farbwiedergabe und Ausleuchtung), die mechanischen Eigenschaften (Schaftdurchmesser, Flexibilität des Schafes und Bewegungsmöglichkeit der Spitze), sowie die Desinfizierbarkeit.

10.2.4 Historische Entwicklung

400 v.Chr.: Hippokrates beobachtet Darmausgang mit Spekulum.

1795-1806: P. Bozzini: Beleuchtungsapparat (Kerzenlichtleiter) für Gebärmutterhalsuntersuchungen. Diese und die bis 1932 folgenden Geräte waren starr.

1868: A. Kussmaul Gastroskopie (Magenspiegelung).

1922: R. Schindler: erstes starres Gastroskop.

1932: G. Wolf: erstes halbflexibles Gastroskop.

1958: Basil Hiroshowitz: erste Bildübertragung mit Faserbündeln.

1987: Videoendoskop.

1990: Stereo-Endoskopie.

Bronchoskopie	Luftröhre und Bronchien
Oesophagoskopie	Speiseröhre
Gastroскопie	Magen
Duodenoskopie	Zwölffingerdarm
Cholangioskopie	Gallenwege
Enteroskopie	Illeum (Teil des Dünndarms)
Koloskopie	Enddarm
Sigmoidoskopie	Solon sigmaeum (Teil des Enddarms)
Arthroskopie	Gelenkhöhlen
Ohr-Endoskopie	Ohr
Rhino-Endoskopie	Nase und Rachen
Antroskopie	Nasen-Nebenhöhlen
Thorakoskopie	Lunge und Brusthöhle
Laparoskopie	Bauchhöhle
Pelviskopie	Bauchraum oft mit gynäkologische Fragestellung
Vaginaskopie	Vagina
Angioskopie	Gefäße

Abbildung 10.23: Anwendungen der Endoskopie.

10.3 Thermographie

Literatur zu diesem Kapitel:

- Dössel, Bildgebende Verfahren in der Medizin, Kap. 8

10.3.1 Grundlagen und Definitionen

Die Thermographie misst die Infrarotstrahlung, welche von jedem warmen Gegenstand emittiert wird.

In der Medizin wird die Methode in erster Linie verwendet, um lokale Entzündungsherde zu erkennen. Lokal erhöhte Temperaturen können auch darauf hinweisen, dass in diesem Bereich Krebszellen gebildet werden. Die Wärmeerzeugung und Abstrahlung eines gesunden Körpers ist relativ symmetrisch. Abweichungen von dieser Symmetrie können deshalb auf Erkrankungen hinweisen, wie im Beispiel von Abb. 10.25.

Erkrankte Blutgefäße können auch im Thermographie-Bild erkannt werden, Fehlfunktionen der



Abbildung 10.24: Kapsel-Endoskop.

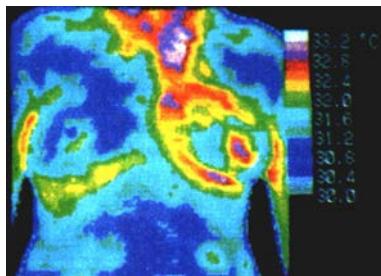


Abbildung 10.25: Thermographisches Brustbild.

Schilddrüse, oder Knochenbrüche. Reduzierte Wärmeabstrahlung kann auf Durchblutungsstörungen hinweisen.

Grundlage für die Thermographie ist die Messung der gesamten emittierten Strahlungsleistung Φ , welche in Watt gemessen wird. Die Strahlungsleistung, welche von einem Flächenelement dA in einen bestimmten Raumwinkel $d\Omega$ abgestrahlt wird, wird als Strahlungsdichte L bezeichnet:

$$L = \frac{d^2\Phi}{dA d\Omega} ; \quad [L] = \frac{\text{W}}{\text{m}^2 \text{srad}}.$$

Hier wurde angenommen, dass die Abstrahlung senkrecht zum Flächenelement dA erfolgt.

10.3.2 Schwarze Körper

Der Begriff "schwarzer Körper" wurde 1862 von Gustav Kirchhoff geprägt. Er bezeichnet einen Körper, welcher darauf einfallende Strahlung vollständig absorbiert, unabhängig von deren Wellenlänge. Ein gutes Modell eines schwarzen Körpers ist ein Hohlraum, der innen schwarz gestrichen ist. Befindet sich in dieser Außenwand ein kleines Loch, so wird alles Licht, das dort hineinfällt, vollständig absorbiert.

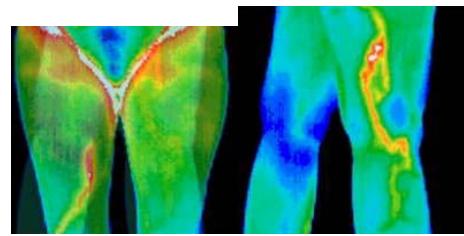


Abbildung 10.26: Entzündete Blutgefäße.

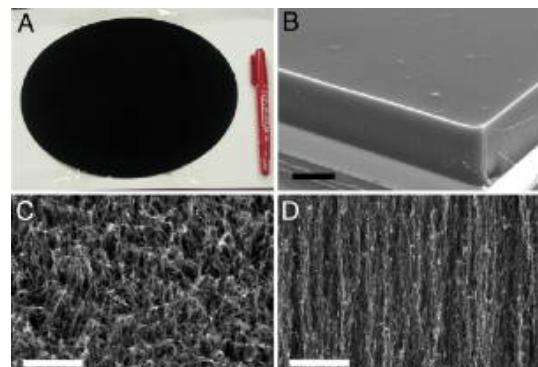


Abbildung 10.27: Fast idealer Absorber aus stehenden Kohlenstoff-Nanoröhrchen (PNAS 106, 6044 (2009)).

Würde der Körper die Strahlung nur absorbieren, so würde er sich kontinuierlich aufheizen. Aus der Thermodynamik ist aber bekannt, dass sich die Temperatur von verschiedenen Körpern, die miteinander in Kontakt sind (auch nur über Wärmestrahlung) angleicht.

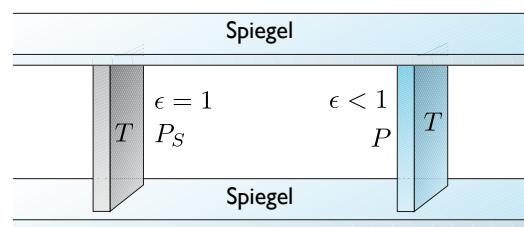


Abbildung 10.28: Gleichgewicht zwischen thermischen Strahlern.

Somit muss ein Körper, welcher alle Wellenlängen absorbiert, auch alle Wellenlängen abstrahlen, und zwar umso stärker, je höher die Temperatur ist. Ein Körper, der bei einer bestimmten Wellenlänge gut absorbiert, emittiert bei dieser Wellenlänge auch

stark.

Die gesamte Strahlungsleistung, die ein idealer schwarzer Körper mit Oberfläche A emittiert, beträgt

$$P = A \sigma T^4 \quad \sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} \frac{\text{W}}{\text{m}^2 \text{K}^4}.$$

Hier stellt σ die Stefan-Boltzmann Konstante dar, A die strahlende Fläche und T die Temperatur des Körpers.

10.3.3 Graue und farbige Körper

Ein realer Körper absorbiert Strahlung, die auf ihn einfällt, nicht vollständig, sondern nur zu einem Bruchteil

$$\varepsilon_{abs}(\lambda) = \frac{P_{abs}(\lambda, T)}{P_{ein}(\lambda, T)}, \quad 0 < \varepsilon_{abs} < 1,$$

mit P_{abs} als absorbierte Leistung und P_{ein} als einfallende Leistung. Dieser Anteil wird als Absorptivität bezeichnet. Der restliche Anteil wird reflektiert oder gestreut. Ist dieser Koeffizient unabhängig von der Wellenlänge, erscheint der Körper grau, bei einer entsprechenden Abhängigkeit ist er farbig.

Die Emissivität oder der Emissionsgrad

$$\varepsilon_{em}(\lambda) = \frac{L_\lambda(\lambda, T)}{L_{\lambda S}(\lambda, T)}$$

bezeichnet die Strahlungsdichte $L_\lambda(\lambda, T)$, welche der Körper abgibt, normiert auf den Wert $L_{\lambda S}(\lambda, T)$ des idealen schwarzen Körpers. Die beiden Koeffizienten Absorptivität und Emissionsgrad müssen identisch sein,

$$\varepsilon_{abs} = \varepsilon_{em},$$

da sonst der zweite Hauptsatz der Thermodynamik verletzt werden könnte. Kirchhoff¹ formulierte dies 1859 als "Strahlungsgesetz".

Wir betrachten als nächstes die spektrale Verteilung der Strahlung, die ein idealer schwarzer Körper abgibt. Die Planck'sche Strahlungsformel beschreibt

¹Gustav Robert Kirchhoff (1824 – 1887)

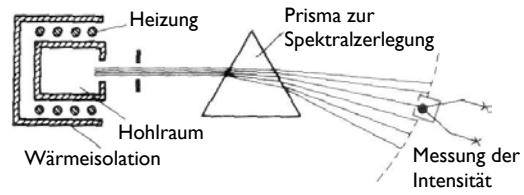


Abbildung 10.29: Spektralanalyse der Schwarzkörperstrahlung.

die abgestrahlte Leistung als Funktion der Wellenlänge oder Frequenz. Wir benutzen sie in der Wellenlängendarstellung

$$B_\lambda(\lambda, T) = \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5} \frac{1}{e^{\frac{hc}{\lambda k_B T}} - 1}. \quad (10.1)$$

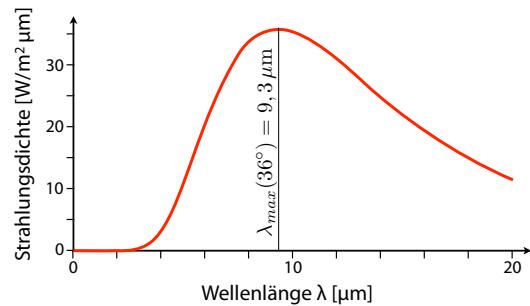


Abbildung 10.30: Verteilung der Leistungsdichte eines schwarzen Strahlers in der Wellenlängendarstellung.

Abb. 10.30 zeigt die entsprechende Verteilung. Gleichung (10.1) gilt für einen idealen schwarzen Körper, d.h. für $\varepsilon = 1$, unabhängig von der Wellenlänge. Bei realen Körpern, $\varepsilon(\lambda) < 1$ liegt die Kurve entsprechend darunter. Bei Körpertemperatur, $T \approx 36^\circ\text{C} \approx 309\text{K}$ liegt der größte Teil der emittierten Leistung im fernen Infrarot ($\lambda > 6\mu\text{m}$). Die Leistungsdichte erreicht damit bei einer Temperatur von 36 Grad ihr Maximum bei $\approx 9,3\mu\text{m}$. Dies entspricht einer Photonenergie von $\approx 0,12\text{ eV}$.

Thermographische Messungen sollten so gemacht werden, dass die detektierte Leistung möglichst empfindlich auf Temperaturschwankungen reagiert, d.h. dort wo dP/dT ihr Maximum erreicht. Wie in Abb. 10.31 gezeigt, ist die Empfindlichkeit im Bereich von $\approx 7,8\mu\text{m}$ am größten.

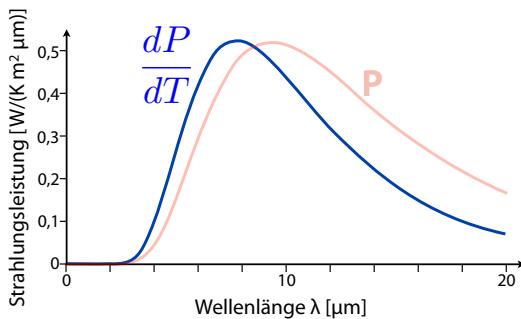


Abbildung 10.31: Änderung der thermischen Leistung mit der Temperatur.

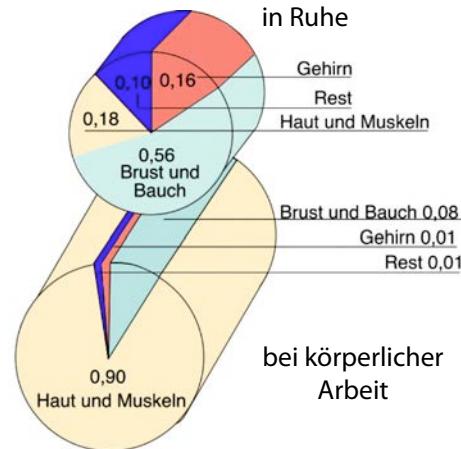


Abbildung 10.32: Verteilung der Wärmeproduktion.

10.3.4 Körper als Wärmestrahl

Die Haut verhält sich in guter Näherung wie ein schwarzer Körper, ihr Emissionsgrad liegt bei $\varepsilon(\lambda, T) \approx 0,98$, relativ unabhängig von der Wellenlänge. Damit kann die Temperatur einerseits über die Messung der gesamten abgestrahlten Leistung, oder aus ihrer spektralen Verteilung bestimmt werden.

In vielen Fällen wird nicht die Wellenlängenabhängigkeit der Emission gemessen, sondern die Gesamtintensität, integriert über alle Wellenlängen. Die thermische Leistung, die vom Körper abgegeben wird, hängt von der Umgebungstemperatur ab, sowie von der Art der Bekleidung, der Tätigkeit und den Witterungsbedingungen. Eine einheitliche Aussage ist somit nur für bestimmte Bedingungen möglich. Für einen nackten Körper in Ruhe können etwa folgende Zahlen als Richtwerte betrachtet werden:

Temperatur [°C]	20	30	36
Gesamte thermische Leistung [W/m ²]	63	38	43
Anteil Verdunstung	0,13	0,27	1,0
Anteil Konvektion	0,26	0,27	0
Anteil Strahlung	0,61	0,46	0

In Ruhe liegt die thermische Leistung bei etwa 100 W.

Bei körperlicher Arbeit wird der größte Teil der Wärme in den Muskeln produziert, in Ruhe sind der Bauch- und Brustraum wichtiger und das Gehirn vergleichbar zu den Muskeln.

10.3.5 Kameratechnik

Um ein Bild von Wärmestrahlung aufnehmen zu können, benötigt man einen Detektor, der die Strahlung effizient aufnimmt und in ein elektrisches Signal umwandelt. Der Detektor muss selber kälter sein als das abzubildende Objekt, da er sonst in erster Linie seine eigene Wärme messen würde. Die beste Empfindlichkeit erhält man deshalb mit gekühlten Detektoren.

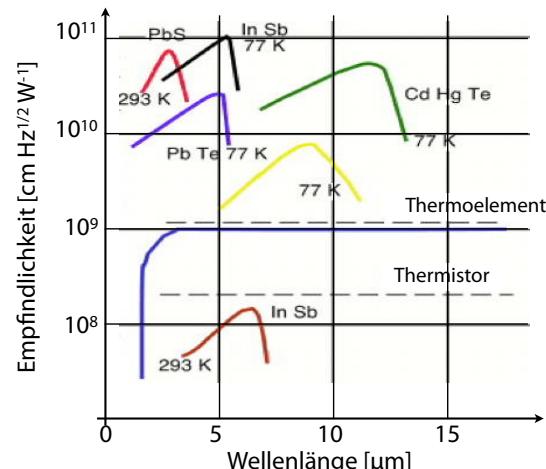


Abbildung 10.33: Wellenlängenabhängigkeit der Empfindlichkeit unterschiedlicher Sensoren.

Für die Messung von Infrarotstrahlung können Halb-

leiterdetektoren mit kleiner Bandlücke verwendet werden, wie z.B. InSb, InGaAs oder HgCdTe. In diesen Materialien wird durch Infrarot-Photonen jeweils ein Elektron-Loch Paar erzeugt, welches als Strom nachgewiesen werden kann. Deshalb muss die Bandlücke unterhalb der Energie der Infrarot-Photonen liegen. In Abb. 10.33 erkennt man, wie bei jedem Halbleiterdetektor die Empfindlichkeit oberhalb einer bestimmten Wellenlänge einbricht. Dies ist die Wellenlänge der Photonen, welche gerade der Bandlücke entsprechen,

$$\mathcal{E}_{bg} = h\nu = \frac{hc}{\lambda_{bg}} \rightarrow \lambda_{bg} = \frac{hc}{\mathcal{E}_{bg}}.$$

Als Beispiel hat InSb eine Bandlücke von $\mathcal{E}_{bg}(\text{InSb}) = 0,17 \text{ eV} = 2,7 \cdot 10^{-20} \text{ J}$. Die entspricht einer Wellenlänge von $\approx 7 \mu\text{m}$. Photonen mit einer größeren Wellenlänge, und damit einer niedrigeren Energie, werden von diesem Halbleiter nicht mehr absorbiert und können deshalb nicht detektiert werden.

Die Flanke auf der kurzweligen Seite ist in erster Linie darauf zurückzuführen, dass die Anzahl Photonen pro Zeiteinheit

$$n = \frac{P}{h\nu} = \frac{P\lambda}{hc}$$

bei gegebener Leistung P proportional ist zur Wellenlänge λ und dass die Anzahl erzeugter Ladungsträger proportional ist zur Anzahl Photonen.

Die Empfindlichkeit wird nicht nur durch das generierte Signal, sondern auch durch das Rauschen des Detektors bestimmt. Das Rauschen wird durch die Detektorfläche mitbestimmt, es steigt etwa mit der Wurzel aus der Fläche an, sowie mit der Wurzel aus der elektronischen Bandbreite des Detektors. In Abb. 10.33 wird dies berücksichtigt, indem die Empfindlichkeit (in Volt/Watt) normiert wird auf die Wurzel aus der Detektorfläche und der elektronischen Bandbreite.

10.3.6 Mikrobolometer

Eine empfindlichere (aber auch teurere) Technik verwendet Mikrobolometer. In diesen Schaltungen ändert die absorbierte Infrarotstrahlung den Widerstand eines absorbierenden Materials. Ein Pixelraster erzeugt daraus ein Bild.

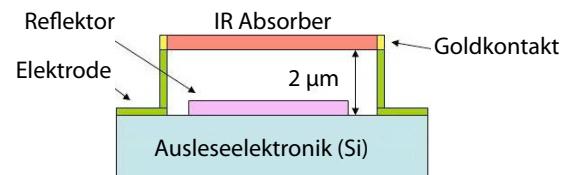


Abbildung 10.34: Querschnitt durch das Pixel eines Mikrobolometers.

Die absorbierende Schicht sollte infrarote Strahlung effizient absorbieren und die resultierende Widerstandsänderung sollte möglichst hoch sein. Typische Materialien sind amorphes Silizium und Vanadiumoxid. Der Reflektor kann z.B. aus Titan bestehen. Er dient dazu, Strahlung, die durch das Material hindurch gedrungen ist, wieder darauf zu reflektieren. Die Brückenstruktur dient dazu, die absorbierende Schicht thermisch von der Ausleseelektronik zu entkoppeln. Die Pixelgrößen liegen im Bereich 15-50 μm . Es existieren Mikrobolometer, die nicht gekühlt werden müssen.

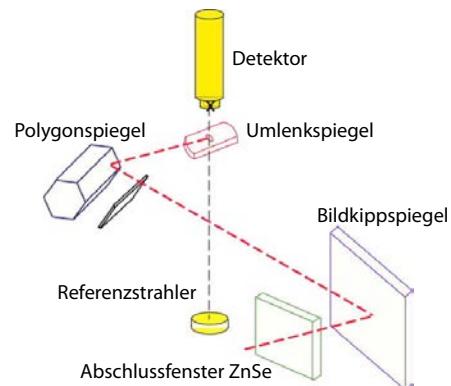


Abbildung 10.35: IR-Scanner für eine Thermographie-Kamera.

Anstelle eines zweidimensionalen Pixel-Arrays können auch eindimensionale Arrays oder einzelne Detektoren verwendet werden, welche jeweils mit einem oder zwei Scannern kombiniert werden.

Für die Linsen und übrigen optischen Elemente der Kamera kann kein Glas verwendet werden, da dieses im wichtigsten Wellenlängenbereich von $7\dots10 \mu\text{m}$ nicht transparent ist. Als Alternative kommen Materialien wie Germanium, Zink-

Selenid, Zink-Sulfid, Gallium-Arsenid, Cadmium-Tellurid, Natrium-Chlorid und Diamant in Frage. Da der Brechungsindex dieser Materialien relativ hoch ist, müssen die optischen Elemente sehr gut entspiegelt werden. Eine Alternative liegt in der Verwendung von reflektiven Optiken.

10.3.7 Anwendungen

Die wichtigsten Anwendungen dieser Methode liegen darin, erste Anzeichen für Entzündungen oder Tumore zu finden. In beiden Fällen ist die Wärmeproduktion der entsprechenden Organe erhöht. Allerdings sind die Temperaturunterschiede relativ gering, da die Körpertemperatur nie mehr als einige Grad von 37°C abweicht. Tabelle 10.1 listet typische Temperaturerhöhungen für einige relevante Symptome.

Erkrankung	ΔT in [K]
Mamma-Karzinom	1,5...4
Maligne Melanome	2...4
Gefäßerkrankungen, z.B. Thrombose	1...2
Entzündungen (z.B. Rheuma, Arthritis)	1...2

Tabelle 10.1: Typische Temperaturerhöhungen in der Thermographie.

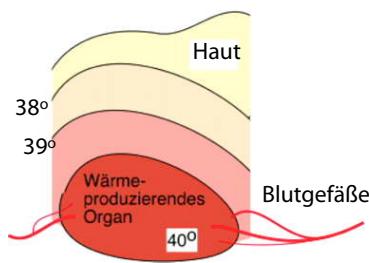


Abbildung 10.36: Temperaturverteilung bei erhöhter Wärmebildung im Körperinneren.

Die gemessene Wärmeverteilung stellt zunächst die Temperaturverteilung auf der Haut dar. Die Wärme

erzeugenden Organe liegen jedoch meist nicht direkt an der Körperoberfläche. Es ist deshalb notwendig, für eine gemessene Wärmeverteilung an der Oberfläche auf die Quelle zurück zu schließen.

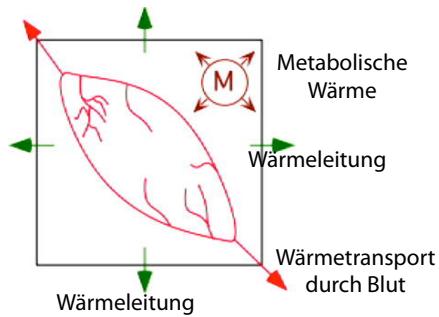


Abbildung 10.37: Ansatz zur Berechnung der Temperaturänderung eines Volumenelementes im Gewebe.

Um die Temperaturverteilung zu bestimmen, muss man ein Modell für das Gewebe aufstellen und in diesem, unter Beachtung der Randbedingungen, die Wärmeverteilung berechnen. Zu den relevanten Prozessen gehören die Wärmeerzeugung durch metabolische Prozesse, die Wärmeleitung, sowie der Transport von Wärme mit dem Blut. Die Temperaturänderung eines Volumenelementes im Gewebe ist dann bestimmt durch die Bilanzgleichung

$$\rho c_v \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \lambda \nabla T + c_{vB} W_b (T_B - T) + q_m.$$

Hier stellt ρ die Dichte des Gewebes dar, c_v und c_{vB} die Wärmekapazität des Gewebes und des Blutes, λ den Wärmeleitkoeffizienten des Gewebes, W_b den Blutfluss, T_B die Temperatur des Blutes und q_m die Wärmeproduktionsrate des Metabolismus. Die linke Seite beschreibt die lokale Energieänderung, die drei Terme auf der rechten Seite den Einfluss von Wärmeleitung, Transport durch das Blut und die Umwandlung von chemischer Energie in Wärmeenergie.

Thermographie wird aktuell als Alternative zur Mammographie propagiert, vor allem mit den Argumenten

- Thermographie kann Tumore ab einer Größe von 256 Zellen erkennen, Mammographie erst ab etwa 4 Milliarden.

- Thermographie nutzt keine ionisierende Strahlung.

Wie zuverlässig diese Aussagen sind, kann aber zur Zeit noch nicht entschieden werden. So warnt die FDA vor dem Einsatz der Thermographie als Alternative zur Mammographie.

10.4 Bilddarstellung

Literatur zu diesem Kapitel:

- Dössel, Bildgebende Verfahren in der Medizin, Kap. 2, 3
- Bushberg et al., The essential physics of medical imaging, Kap. 4, 10, 11
- Morneburg (Ed.), Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik, Kap. 2, 3, 8.2
- Suetens, The fundamentals of medical imaging, Kap. 1, 8
- Smith, Webb, Introduction to medical imaging, Kap. 1

In den Anfängen der medizinischen Diagnostik wurden Bilder meist analog aufgenommen (z.B. Röntgenfilm). Heute ist die Aufnahme meist digital, und die eigentliche Datenerfassung wird durch eine Reihe von Verarbeitungsschritten ergänzt. Dies ist im Falle der Tomographie zwingend notwendig, um die dreidimensionalen Daten aus den zweidimensionalen Projektionen zurückzurechnen. Auch bei zweidimensionalen Verfahren können aber die Qualität und der Informationsgehalt durch entsprechende Datenverarbeitungsschritte verbessert werden. Außerdem werden Daten digital archiviert und über unterschiedliche Endgeräte dem Arzt zur Verfügung gestellt.

In diesem Kapitel werden zunächst die Grundlagen diskutiert, welche für die Speicherung und Darstellung der Bilder notwendig sind. Kapitel 10.6 erläutert die wichtigsten Techniken für die Verbesserung von Bildern durch digitale Verarbeitung. Als weiterführende Lehrveranstaltung zu diesem Thema gibt es an der TU Dortmund u.a. die Vorlesung "Digitale Bildverarbeitung", welche vom Lehrstuhl Informatik VII angeboten wird.

10.4.1 Farbdarstellung

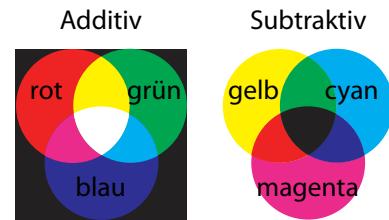


Abbildung 10.38: Additive und subtraktive Darstellung von Farbtönen.

Da unser Auge Farbtöne mit Hilfe von drei unterschiedlichen Rezeptoren unterscheidet, kann jede beliebige Farbe als Summe von drei Helligkeitswerten dargestellt werden. Als die entsprechenden Basisfarben verwendet man meist rot, grün und gelb. Diese Art der Darstellung wird als additive Farbmischung bezeichnet und als RGB abgekürzt.

Eine Alternative dazu ist die subtraktive Farbmischung: hier stellt man dar, welche Farben aus einem weißen Spektrum entfernt wurden. Auch dafür reichen grundsätzlich drei Farben. Diese werden meist als gelb (= rot + grün oder schwarz - blau), cyan (= grün + blau oder schwarz - rot) und magenta (= rot + blau oder schwarz - grün) gewählt.

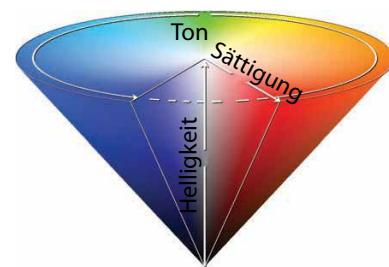


Abbildung 10.39: HSB-Darstellung von Farbtönen (Hue, Saturation, Brightness).

Eine weitere Möglichkeit ist die Zerlegung der Farbwerte in Helligkeit (brightness), Sättigung (saturation) und Farbwert (hue). In dieser Darstellung (HSB oder HSV) liegt ein Schwarz-Weiß Bild auf der Rotationsachse ($h = 0$). Auf dieser Achse reicht offenbar eine Zahl für die Darstellung, da der Wert für den Farbton bedeutungslos wird. Der Farbwert wird als Winkel definiert, z.B. $0^\circ = \text{rot}$, $120^\circ = \text{grün}$, $240^\circ = \text{blau}$.

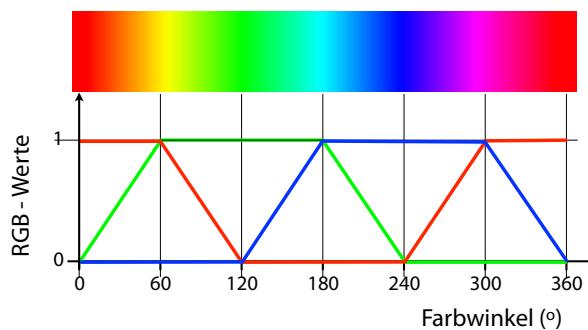


Abbildung 10.40: Darstellung des Farbwinkels durch RGB-Werte.

Die einzelnen Darstellungen können ineinander umgerechnet werden. Abb. 10.40 zeigt als Beispiel die Definition des Farbwinkels durch die entsprechenden RGB-Werte (für maximale Farbsättigung und Helligkeit). Die RGB-Werte entsprechen jeweils maximaler Sättigung.

Ein Bild wird als eine Matrix von Pixeln (Bilddelenken) dargestellt, von denen jedes einen Farbwert codiert. In vielen Fällen enthalten die Bilddaten nur eine Intensität (z.B. in einem Röntgenbild). In diesen Fällen können die beiden freien Parameter verwendet werden, um unterschiedliche Modalitäten in einem Bild darzustellen, oder um feine Intensitätsunterschiede farblich sichtbar zu machen (→ Kap. 10.5.8).

10.4.2 3D Objekte

Der Körper und seine Organe sind dreidimensionale Objekte, aber die meisten Systeme für seine Darstellung sind zweidimensional.

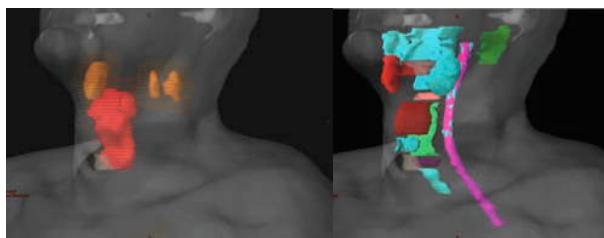


Abbildung 10.41: Darstellung von Organen als dreidimensionale Objekte.

Dementsprechend wurden diagnostische Datensätze früher meist als zweidimensionale Projektionen aufgenommen, mit dem Projektionsröntgen als klassisches Beispiel. Inzwischen ist man in vielen Bereichen (MRI, CT, SPECT, US) zur Aufnahme von dreidimensionalen Datensätzen übergegangen. Verschiedene Techniken stehen zur Verfügung, um dreidimensionale Objekte in 2 Dimensionen effektiv darstellen zu können.

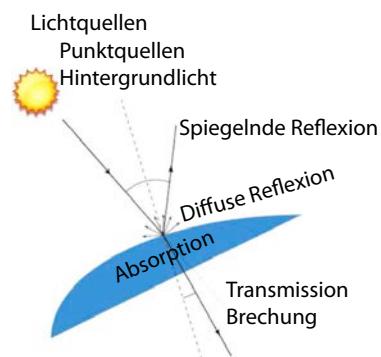


Abbildung 10.42: Prinzip des Raytracings.

So kann man ein Organ durch entsprechende Algorithmen aus dem übrigen Bild isolieren und z.B. die Oberfläche mit Hilfe von "raytracing" Algorithmen darstellen: man verfolgt virtuelle Lichtstrahlen, welche von punktförmigen oder diffusen Lichtquellen ausgehen und an der Oberfläche der Organe reflektiert oder im Inneren absorbiert werden. Dabei können Oberflächen und Volumina ganz oder teilweise transparent gewählt werden. Die Berechnung der Strahlwege erfolgt nach den Gesetzen der Strahlenoptik. Dafür muss neben dem Brechungsindex der unterschiedlichen Gewebeteile auch deren Absorption und die Streuung der Grenzflächen sinnvoll quantifiziert werden. Diese Art der Darstellung wird unter anderem auch in Videospielen und Computer-generierten Szenen in Filmen verwendet. Für diese Algorithmen kann das Organ entweder als transparent oder als undurchsichtig dargestellt werden. Eine Darstellung von mehreren transparenten Organen ist jedoch nur dann sinnvoll, wenn das Volumen wenig gefüllt ist.

Eine andere Möglichkeit, die häufig verwendet wird, ist die Darstellung von zweidimensionalen Schnittbildern durch die 3D Objekte. Die Schnittebenen da-

für können bezüglich Lage und Orientierung frei gewählt werden.

10.4.3 Projektionen

Eine weitere Möglichkeit, welche auch durch viele Abbildungstechniken implementiert wird, ist die Projektion, entweder als Parallelprojektion oder als Zentralprojektion. Eine Parallelprojektion stellt das Linienintegral in Projektionsrichtung dar:

$$b(x, y) = \int \rho(x, y, z) dz.$$

Hier stellt z die Projektionsrichtung dar, ρ die Dichte des 3D Objekts und b den Wert der Projektion.

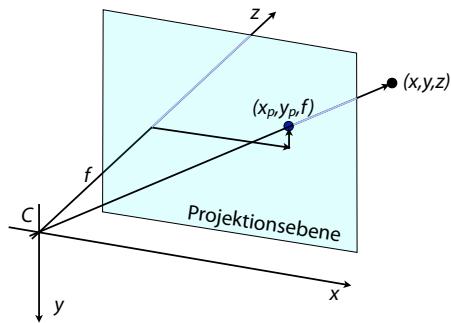


Abbildung 10.43: Zentralprojektion eines 3D Objekts in eine 2D Ebene.

Anstelle einer Parallelprojektion kann auch eine Zentralprojektion verwendet werden. In Abb. 10.43 ist C das Zentrum der Projektion. Dieser Punkt entspricht dem Auge oder der Kamera. Wir wählen diesen Punkt als Zentrum des Koordinatensystems, dessen z -Achse senkrecht zur Bildebene liegt. Ein Punkt (x, y, z) wird damit bei der Projektion in die Bildebene auf

$$\begin{pmatrix} x_p \\ y_p \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{\frac{f}{z}} \\ y_{\frac{f}{z}} \end{pmatrix},$$

mit f als z -Koordinate der Bildebene.

Eine weitere Darstellungsmöglichkeit ist, in jeder Projektion jeweils nur den hellsten (oder dunkelsten) Bildpunkt darzustellen. Auf diese Weise werden

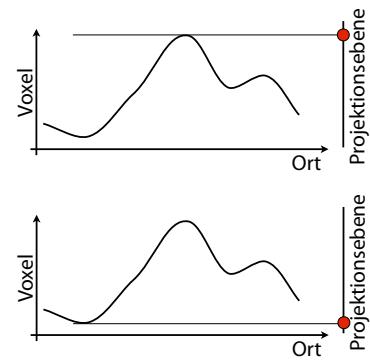


Abbildung 10.44: Projektion von Minimum oder Maximum.

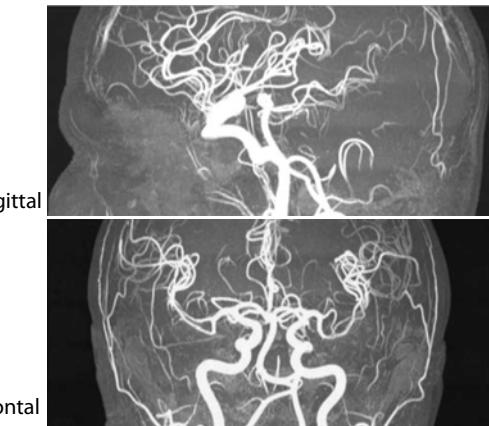


Abbildung 10.45: 3D Darstellung von Blutgefäßen im Kopf als Projektion der jeweils hellsten Punkte.

kleine Strukturen verbessert, welche durch ein Integral weniger stärker gewichtet als bei einem Linienintegral.

Abb. 10.45 zeigt als Beispiel zwei unterschiedliche Projektionen von Angiographie-Bildern, welche mit Hilfe der "Time-of-flight" MRI Methode gemessen wurden. Diese Methode verstärkt das Signal von fließendem Blut, so dass in den meisten Projektionen das Blutgefäß den höchsten Helligkeitswert besitzt.

In den meisten Fällen werden zweidimensionale Schnitte in der Form von Ebenen durch das dreidimensionale Objekt gewählt. Im Gegensatz zu Projektionen, bei denen über die Koordinate senkrecht zur Bildebene integriert wird, werden dabei nur die-

jenigen Pixelwerte berücksichtigt, welche in der betrachteten Ebene liegen. Neben Ebenen durch das Objekt werden teilweise auch gekrümmte Objekte auf eine Ebene abgebildet, z.B. indem man dem Verlauf eines Blutgefäßes folgt.

10.5 Bildqualität

Verschiedene Parameter bestimmen die Qualität des Bildes, wie z.B. Auflösung, Dynamik, Kontrast und Rauschen. Diese Zusammenfassung beginnt mit der Quantisierung der Auflösung.

10.5.1 Auflösung, Point Spread Funktion

Die digitale Auflösung eines Bildes entspricht der Anzahl Pixel pro Längeneinheit, mit der das Bild digitalisiert wird. Diese sollte auf jeden Fall höher sein als die physikalische Auflösung, welche durch das abbildende System bestimmt ist.

Die physikalische Grenze für die Auflösung ist spezifisch für die einzelnen Techniken und wird deshalb nicht hier, sondern in den entsprechenden Kapiteln diskutiert. Hier sollen jedoch die mathematischen Methoden für deren Quantifizierung eingeführt werden. Jeder Schritt einer bildgebenden Technik trägt zur endlichen Auflösung des entstehenden Bildes bei. Beispiele sind beim Projektionsröntgen die endliche Größe der Quelle, die Ausbreitung der Fluoreszenzphotonen im Bildwandler und die endliche Pixelgröße im Detektor.

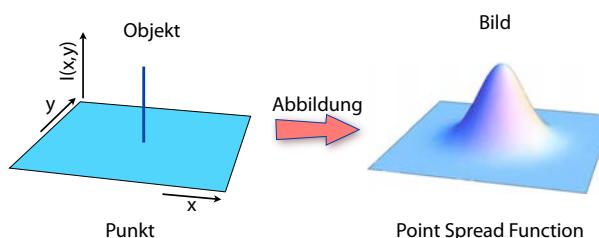


Abbildung 10.46: Point Spread Function.

Die Beiträge jedes Abbildungsschritts können über die "Point Spread Function" (PSF) quantifiziert werden: diese bezeichnet die Verteilung, welche das

Bild eines Punktes (mathematisch einer δ -Funktion) nach der optischen Abbildung darstellt. Die Abbildung f_{Abb} führt also eine zweidimensionale δ -Funktion über in die PSF

$$PSF(x,y) = f_{Abb}\{\delta(x,y)\}.$$

Der Einfluss der Abbildung auf ein beliebiges Objekt kann dann als Faltung des Objekts mit der PSF berechnet werden.

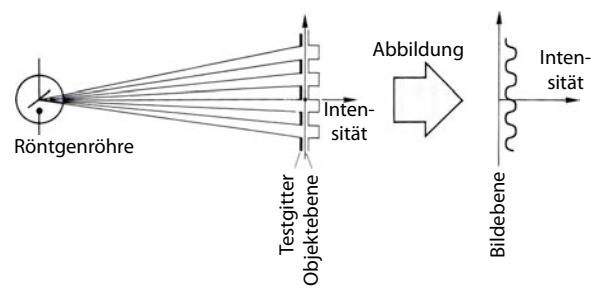


Abbildung 10.47: Abbildung eines Strichgitters.

Die PSF kann prinzipiell gemessen werden, indem man das Bild eines punktförmigen Objekts aufnimmt. Dies ist in der Praxis schwierig, aber es gibt Testobjekte, die fast gleichwertig sind, wie z.B. ein Strichgitter.

Wir werden hier jeweils annehmen, dass die PSF translationsinvariant sei, d.h. dass jeder Punkt des Objekts auf durch die Abbildung auf die gleiche Art verzerrt wird. Dies ist nicht immer der Fall, da in einem optischen System z.B. die Punkte an den Rändern meist stärker verzerrt werden als im Zentrum.

10.5.2 Transferfunktion

Häufig arbeitet man auch mit der Fouriertransformierten der PSF, der optischen Transferfunktion

$$OTF(k) = \mathcal{F}\{PSF\} = \int PSF(x)e^{-i2\pi kx}dx.$$

Die OTF ist eine komplexe Funktion der räumlichen Frequenz k , mit einem Amplituden- und einem Phasenteil. Ihr Amplitudenteil, normiert auf den Wert bei $k = 0$, wird als Modulationstransferfunktion

$$MTF(k) = \left| \frac{OTF(k)}{OTF(0)} \right|$$

bezeichnet, ihr Phasenteil als Phasentransferfunktion PTF. Die MTF gibt insbesondere an, wie stark die Abbildung den Kontrast von feinen Strukturen reduziert.

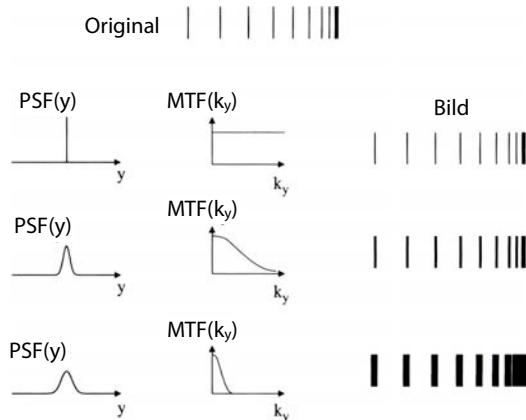


Abbildung 10.48: Einfluss von unterschiedlichen PSFs/MTFs auf die Abbildung eines Strichrasters.

Abb. 10.48 zeigt als Beispiel den Einfluss unterschiedlicher PSFs auf ein Strichraster. Ist die PSF eine Deltafunktion und die MTF dementsprechend konstant für alle Frequenzen, so ist die Wiedergabe exakt. Bei einer endlichen aber geringen Breite der PSF werden die einzelnen Elemente des Objekts etwas verschmiert, bleiben jedoch getrennt sichtbar. Bei einer stärkeren Verbreiterung (unten) überlappen Elemente, welche näher beieinander liegen als die Breite der PSF. Derartige Muster mit zunehmender Frequenz erlauben eine Messung der MTF.

Die OTF ist sehr nützlich, wenn ein Objekt mehrfach abgebildet und / oder digital verarbeitet wird: so lange die einzelnen Schritte linear sind, kann die Übertragungsfunktion aller Verarbeitungsschritte durch eine einzige Übertragungsfunktion dargestellt werden, welche als Produkt aus den Übertragungsfunktionen der einzelnen Schritte berechnet werden kann:

$$OTF_{ges.} = \prod_i OTF_i \quad MTF_{ges.} = \prod_i MTF_i.$$

Die Phasentransferfunktionen (PTF) addieren sich dabei:

$$PTF_{ges.} = \sum_i PTF_i.$$

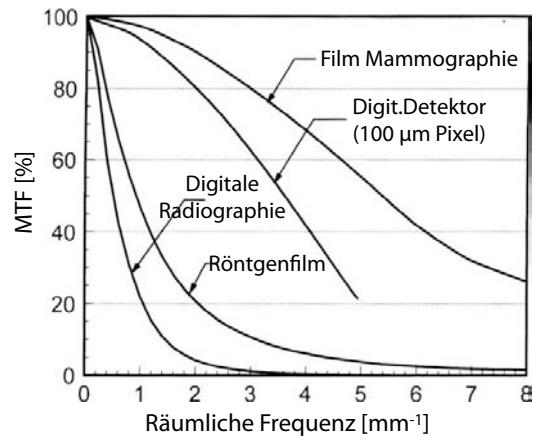


Abbildung 10.49: Vergleich der Auflösung unterschiedlicher Detektoren für Röntgenbildgebung.

Die MTF ist ein gutes Maß dafür, wie eine Abbildung oder ein Detektor die Auflösung eines Bildes reduziert. Wie in Abb. 10.49 gezeigt, liegt sie bei niedrigen räumlichen Frequenzen bei 1 und fällt bei höheren Frequenzen gegen 0 ab. Je später dieser Abfall stattfindet, desto höher ist die Auflösung.

Die digitale Auflösung sollte im Idealfall höher sein als die optische Auflösung, damit der Informationsgehalt durch den Detektor nicht reduziert wird. Dies ist allerdings nicht in allen Fällen möglich, entweder aus Empfindlichkeitsgründen (kleinere Detektoren erhalten weniger Photonen, sind also weniger empfindlich), oder aus finanziellen Überlegungen (mehr Pixel sind teurer). Die Auflösung von digitalen Röntgendetektoren ist deshalb meist etwas geringer als diejenige von Röntgenfilmen. Für die Mammographie, wo besonders feine Strukturen aufgelöst werden müssen, wird ein feinkörnigerer Film verwendet, respektive ein Pixeldetektor mit kleineren Pixeln.

10.5.3 Abtastung

Werden Bilder digital aufgenommen, so wird das eigentliche Signal (z.B. eine räumliche Intensitätsverteilung) über einzelne Pixel integriert und das Resultat in einen digitalen Wert umgewandelt, wie in Abb. 10.50 schematisch dargestellt.

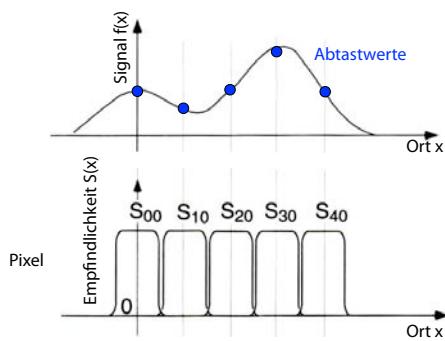


Abbildung 10.50: Abtastung eines Bildes mit einem Pixelraster.

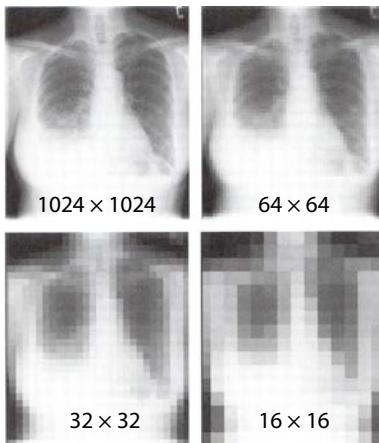


Abbildung 10.51: Röntgenbild einer Brust mit unterschiedlichen Pixelgrößen.

Die Anzahl der Pixel sollte hoch genug sein, damit die relevanten Einzelheiten erkannt werden können, wie in Abb. 10.51 gezeigt.

Eine mathematische Diskussion der Anzahl Pixel verwendet die räumlichen Frequenzen, welche korrekt abgebildet werden müssen. Das Bild wird somit in seine Fourier-Komponenten zerlegt, in einer Dimension z.B. in

$$s(x) = \bar{s} + \sum_i a_i \cos(2\pi k_i x) + b_i \sin(2\pi k_i x).$$

Hier sind k_i die räumlichen Frequenzen und a_i, b_i die zugehörigen Amplituden und \bar{s} der räumliche Mittelwert.

Damit die Bilder die Objekte treu abbilden, muss die Abtastfrequenz hoch genug sein. Abbildung 10.52

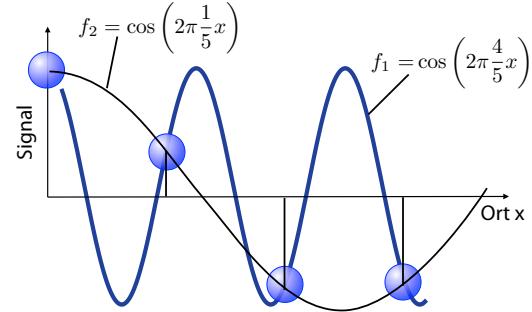


Abbildung 10.52: Die beiden Funktionen f_1 und f_2 haben an den Stützstellen im Abstand $\Delta x = 1$ die gleichen Werte.

zeigt als einfaches Beispiel die Funktion

$$f_1 = \cos\left(2\pi \frac{4}{5}x\right).$$

Wird sie durch Stützstellen im Abstand $\Delta x = 1$ digitalisiert, so werden die entsprechenden Werte auch von der Funktion

$$f_2 = \cos\left(2\pi \frac{1}{5}x\right)$$

dargestellt. Auf Grund der digitalen Werte kann somit nicht zwischen diesen beiden Funktionen unterschieden werden, welche die räumlichen Frequenzen $k_1 = 4/5$ und $k_2 = 1/5$ besitzen (sowie allen Funktionen mit $k = 1/5 + m$ oder $4/5 + m$ mit m als ganze Zahl). Eine eindeutige Zuordnung kann nur erfolgen, wenn die Frequenz niedriger ist als

$$k_N = \frac{1}{2\Delta x}$$

mit Δx dem Abstand zwischen zwei Stützstellen. Dies entspricht der Hälfte der Abtastfrequenz. Die Grenzfrequenz k_N wird als Nyquist-Frequenz bezeichnet.

10.5.4 Faltung

Frequenzen k oberhalb der Grenzfrequenz k_N erscheinen „zurückgefaltet“ auf

$$k_{\text{rekon}} = |k - 2k_N| = |k - k_t|,$$

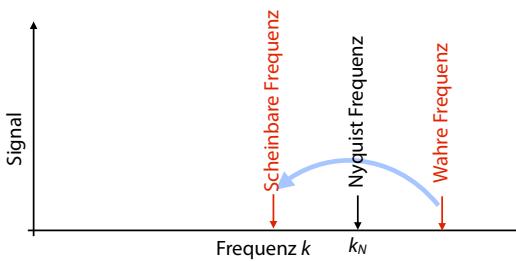


Abbildung 10.53: Zurückfalten einer Frequenz oberhalb des Nyquist Frequenz.

mit der Abtastfrequenz $k_t = 2k_N$. Ist diese Frequenz immer noch höher als k_N , so wird sie erneut zurückgefaltet, bis sie unterhalb von k_N liegt. Dies wird als "Nyquist-Shannon-Theorem" bezeichnet.

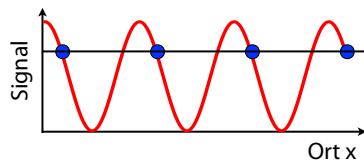


Abbildung 10.54: Abtasten eines sinus-förmigen Signals einmal pro Periode.

Wird ein monochromatisches Signal einmal pro Periode abgetastet, so erscheint es konstant, wie in Abb. 10.54 gezeigt. In diesem Fall ist $k = 2k_N$ und somit $|k - 2k_N| = 0$. Im Beispiel von Abb. 10.52 ist $k = 4/5$, $k_t = 1$ und damit $k_{\text{rekon}} = 1/5$. Dieses 'Zurückfalten' des Signals zu einer kleineren Frequenz wird als 'Aliasing' bezeichnet.

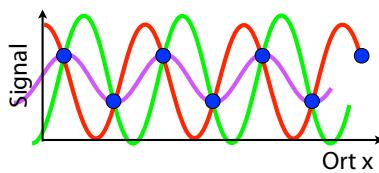


Abbildung 10.55: Digitale Abtastung mit der kritischen Frequenz, $k_{\text{krit}} = 2k_{\text{sig}}$.

Ein eindeutiges Ergebnis erhält man, falls die Abtastrate k_{dig} größer ist als die doppelte Signalfrequenz, $k_t > 2k_{\text{sig}}$. Anders ausgedrückt: Das Abtastintervall (im Ortsraum) muss kleiner sein als die Hälfte der kleinsten vorhandenen Wellenlänge. Wie in

Abb. 10.55 gezeigt, ergeben bei $k_t = 2k$ noch mehrere analoge Signale die gleichen digital gemessenen Werte.

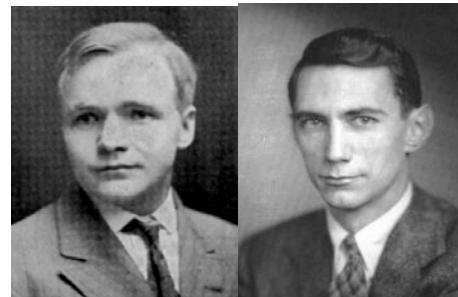


Abbildung 10.56: Harry Nyquist (1889 - 1976, links) und Claude E. Shannon (1916-2001, rechts).

Das Abtasttheorem wurde zuerst von Harry Nyquist (1889-1976) postuliert und von Claude Shannon (1916-2001) bewiesen. Es gilt sowohl bei der Abtastung im Ortsraum wie auch im Zeitraum. Es definiert, wie schnell ein Signal abgetastet werden soll, ist aber auch wichtig für die Minimierung des Rauschens: Breitbandiges Rauschen wird bei Verletzung des Abtasttheorems in das Signalband hineingefaltet und verschlechtert so das Signal-zu-Rausch Verhältnis.

10.5.5 Dynamik

In jedem Pixel des Bildes ist eine Informationsmenge enthalten, die unter anderem vom Kontrast und vom Signal-zu-Rausch Verhältnis abhängt, sowie von der Darstellung. Man benötigt eine minimale Menge an Speicherplatz, um diese Information zu speichern und darzustellen. Die Daten sollten so skaliert sein, dass das LSB (least significant bit) etwa dem Niveau des Rauschens entspricht. Ist das Verhältnis zwischen dem größten Signal und dem Rauschen SNR , so benötigt man mindestens $\log_2 SNR$ Bits für die Speicherung der Daten. Für $SNR = 1000$ werden somit 10 Bits benötigt. In der Praxis ist es sinnvoll, etwas höhere Werte zu nehmen, also z.B. 12 oder 16 Bits.

Eine ähnliche Bedingung gilt für die Darstellung. Wie in Abbildung 10.57 gezeigt, wird eine minima-

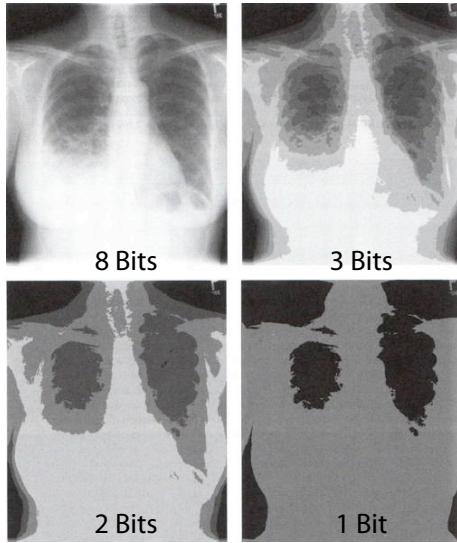


Abbildung 10.57: Einfluss der Anzahl Grauwerte auf die Bildqualität.

Die Zahl von unterschiedlichen Grauwerten benötigt, um einen kontinuierlichen Eindruck zu erhalten. Das menschliche Auge kann zwei Graustufen unterscheiden, wenn sie sich um mehr als 1% unterscheiden. Ist der Abstand zwischen der niedrigsten und der höchsten Intensität zum Beispiel ein Faktor 100, so werden bei einer logarithmischen Abstufung

$$n = \log_{1,01} 100 = \frac{\log 100}{\log 1,01} \approx 463$$

Graustufen benötigt. Das entspricht 9 Bits. In der Praxis wählt man gerne einen etwas höheren Wert, z.B. 12 Bits. Eine genügend große Zahl von Bits pro Pixel ist unter anderem wichtig, wenn einzelne Bereiche mit erhöhtem Kontrast dargestellt werden sollen (→10.5.6).

Eine Möglichkeit, auch bei größeren dynamischen Bereichen einen guten Kontrast zu erhalten, ist die Falschfarbdarstellung (→10.5.8).

10.5.6 Skalierung von Helligkeitswerten

Stellt man ein Bild als Graustufen dar, so müssen die Pixelwerte auf die Helligkeitswerte des Ausgabemediums abgebildet werden. Im einfachsten Fall wählt man diese proportional zueinander: man bildet z.B.

den gesamten Bereich der Pixelwerte p (typischerweise [0..4095] auf die verfügbaren Helligkeitswerte h ab, welche z.B. den Bereich [0..255] abdecken:

$$h(i, j) = \frac{p(i, j)}{16}.$$

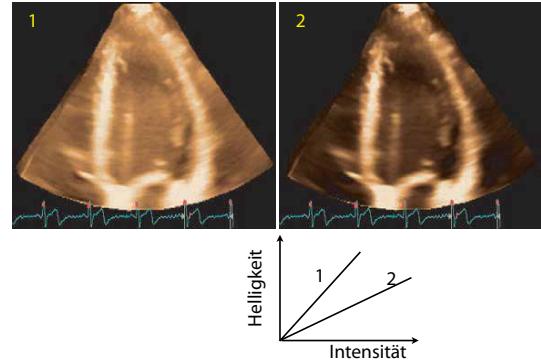


Abbildung 10.58: Einfluss der Skalierung auf ein Ultraschall-Bild des Herzens.

Interessiert man sich nicht für das gesamte Bild, sondern nur für einzelne Bereiche, so ist es sinnvoll, den Kontrast in diesem Bereich zu optimieren. Abb. 10.58 zeigt als Beispiel ein Ultraschallbild des Herzens mit unterschiedlichen Skalierungen.

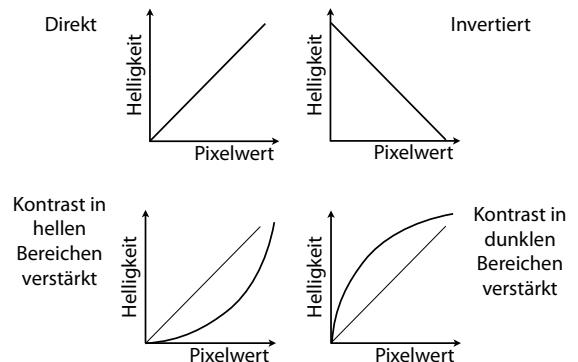


Abbildung 10.59: Skalierungen für die Signalintensität.

Dabei muss man sich nicht auf lineare Skalierungen beschränken. Man kann die Helligkeit invertieren oder eine nichtlineare Funktion verwenden, welche z.B. den Kontrast in den Bereichen mit hohen Intensitäten optimiert, oder in den Bereichen mit niedrigen Intensitäten. Der Kontrast wird immer dort ver-

größert, wo die Helligkeit als Funktion des Pixelwertes eine hohe Steigung aufweist (siehe Abb. 10.59).

10.5.7 Helligkeits-Fenster

Eine weitere Möglichkeit dafür besteht darin, die verfügbaren Graustufen auf den relevanten Bereich zu verteilen. Man beschränkt sich z.B. auf einen Bereich von Pixelwerten in einem Fenster der Breite w und mit Zentrum l .

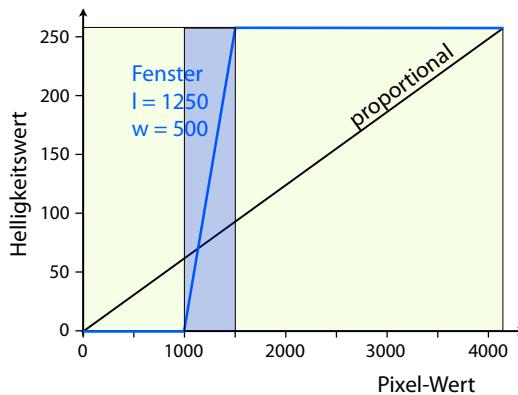


Abbildung 10.60: Darstellung eines Bereichs der Intensitätsskala.

Diese Pixelwerte werden wiederum linear auf den Bereich der Helligkeitswerte abgebildet:

$$h = \begin{cases} 0 & \text{für } p \leq l - \frac{w}{2} \\ \frac{h_{\max}}{w} \left(p - (l - \frac{w}{2}) \right) & \text{für } l - \frac{w}{2} \leq p < l + \frac{w}{2} \\ 255 & \text{für } l + \frac{w}{2} \leq p. \end{cases}$$

Hier bezeichnet h den Helligkeitswert, p den Pixelwert, l das Zentrum des Fensters und w seine Breite. Es wurde angenommen, dass die Helligkeitswerte mit 8 bit codiert sind, also den Bereich $[0 \dots 255]$ abdecken.

Abb. 10.61 zeigt als Beispiel ein Röntgenbild eines Brustraums. Die Verteilung der Pixelwerte ist durch ein Histogramm dargestellt, d.h. durch eine Darstellung der Zahl der Pixel, deren Wert p in einen bestimmten Bereich $p_i \pm \delta/2$ fällt, gegen den den Wert p_i . δ bezeichnet die Breite des Intervalls.

Das Histogramm der Pixelwerte in Abb. 10.61 zeigt eine bimodale Verteilung, bei der die Lunge eine ge-

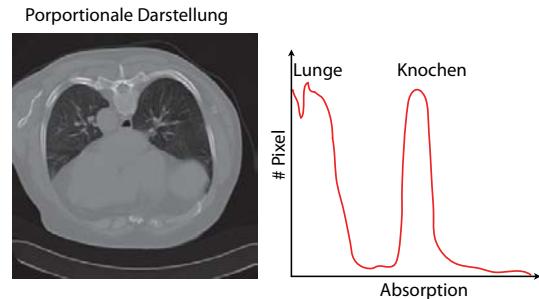


Abbildung 10.61: Bild eines Brustraums in proportionaler Darstellung. Die dunklen Pixel (geringe Absorption) gehören zur Lunge, die hellen (hohe Absorption) zu den Knochen, die mittleren zum weichen Gewebe.

ringe Absorption aufweist, Gewebe und Knochen eine hohe. Versucht man, die gesamte Intensitätsverteilung darzustellen, so erhält man ein relativ kontrastarmes Bild.

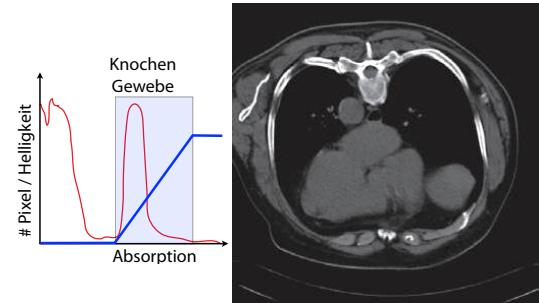


Abbildung 10.62: Gleches Bild wie 10.61, aber mit einer Fensterfunktion, welche Knochen und Gewebe mit gutem Kontrast darstellt.

Wählt man eine Fensterfunktion, welche nur einen Absorptionsbereich optimal darstellt, so erhält man für diesen Bereich einen guten Kontrast, während der andere Bereich praktisch ausgeblendet wird. Abb. 10.62 und 10.63 zeigen dies für ein Fenster, welches im ersten Fall Gewebe und Knochen, im zweiten Fall die Lunge mit gutem Kontrast darstellt.

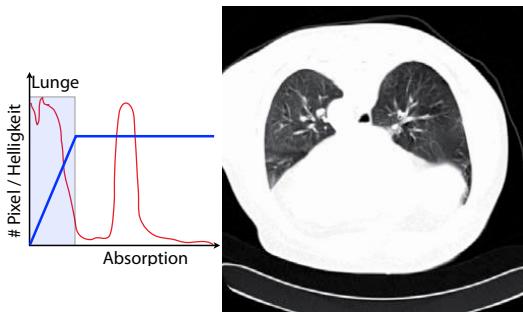


Abbildung 10.63: Gleiches Bild wie 10.61, aber mit einer Fensterfunktion, welche die Lunge mit hohem Kontrast darstellt.

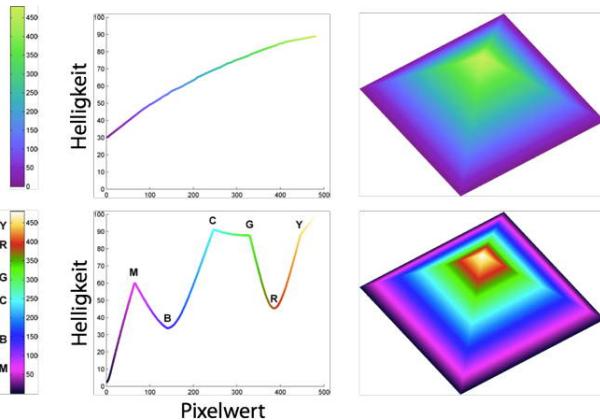


Abbildung 10.65: Unterschiedliche Farbskalen für Falschfarben-Bilder.

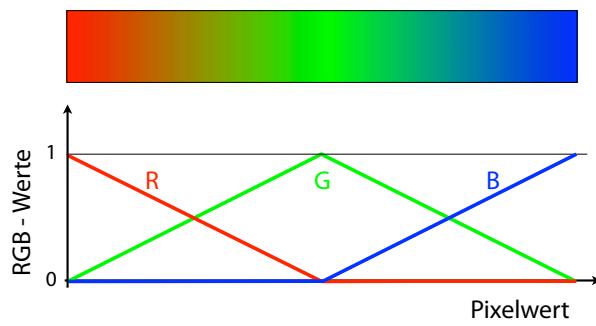


Abbildung 10.64: RGB-Farbskala für Falschfarben-Bilder.

10.5.8 Falschfarben-Darstellung

Pixelwerte können nicht nur als Graustufen dargestellt werden, sondern auch in eine Farbskala übertragen werden, wie in Abb. 10.64. Dies wird z.B. in der Thermographie gerne verwendet, wie z.B. in Abb. 10.25, wo die Temperatur in eine Farbskala umgesetzt wird. In diesem Fall werden meist gelbe und rote Farbtöne verwendet, um hohe Temperaturen darzustellen, sowie grüne und blaue für niedrige Temperaturen.

Die Farbskalen können neben dem Farbwert auch die Helligkeit variieren. Dadurch können unterschiedliche Bereiche mit höherem Kontrast dargestellt werden. Abb. 10.65 zeigt zwei solche Farbskalen. Eine weitere Möglichkeit ist, mehrfach durch den Farbraum zu laufen. Dabei geht allerdings die Eindeutigkeit verloren.

10.5.9 Kontrast

Der Kontrast quantifiziert die Differenz zwischen benachbarten Pixeln. Er wird primär durch den Prozess der Bildgebung bestimmt, also z.B. dadurch, wie stark die Absorption von Strahlung in unterschiedlichen Geweben variiert. Die Möglichkeiten zur Optimierung des Kontrasts sind deshalb für die einzelnen Techniken unterschiedlich und werden dort diskutiert. An dieser Stelle sollen nur die Aspekte diskutiert werden, die für alle Techniken relevant sind.

Es gibt viele unterschiedliche Quantifizierungen von Kontrast, welche meist als Basis die Differenz zweier Pixel-Werte $\{S_A, S_B\}$ verwenden:

$$C_{AB} = |S_A - S_B|.$$

Meist ist es sinnvoll, auf das mittlere Signal zu normieren, z.B.:

$$C_{AB} = \frac{|S_A - S_B|}{|S_A + S_B|}.$$

Wichtiger als der absolute Kontrast ist das Verhältnis von Kontrast zu Rauschen. Dieser kann z.B. als

$$CN_{AB} = \frac{|S_A - S_B|}{\sigma}$$

bestimmt werden, mit σ dem Rauschen des Bildes. Allerdings ist es nicht immer einfach, den Wert von

σ zu bestimmen, ohne eine Referenzaufnahme zu verwenden.

Der Kontrast kann teilweise bei der Bilddurchaufnahme optimiert werden, z.B. durch Zugabe eines Kontrastmittels, welches die Absorption in klinisch relevanten Bereichen verstärkt. Weitere Möglichkeiten umfassen eine geeignete Skalierung bei der Darstellung (\rightarrow 10.5.6) oder Methoden der Bildverarbeitung (\rightarrow 10.6).

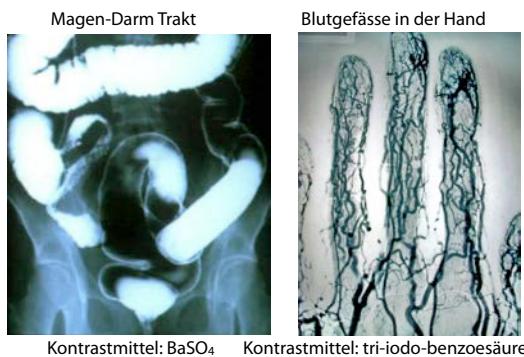


Abbildung 10.66: Differenzbilder zur Sichtbarmachung des Darms oder von Blutgefäßen.

In manchen Fällen ist es möglich, den Kontrast für bestimmte Größen zu verbessern, indem man ein Referenzbild subtrahiert, welches den nicht relevanten Teil des Bildes enthält. Abb. 10.66 zeigt als Beispiel Differenzbilder des Verdauungstrakts sowie von Blutgefäßen. Hier wird ein Bild, das ohne Kontrastmittel aufgenommen wurde, von einem Bild subtrahiert, bei dem ein Kontrastmittel geschluckt oder in die Blutgefäße injiziert wurde. Die verwendeten Kontrastmittel absorbieren Röntgenstrahlen sehr viel stärker als das Gewebe. Die Knochen, welche üblicherweise den größten Beitrag zur Röntgenabsorption liefern, nehmen kein Kontrastmittel auf. Sie sind deshalb in beiden Bildern gleich stark und werden durch die Subtraktion eliminiert.

10.5.10 Rauschen

Jedes Bild enthält Rauschen und Störsignale, welche die Bildqualität verschlechtern. Als Rauschen bezeichnet man Signaleanteile, welche nicht durch das

Objekt bestimmt werden. Typische Rauschquellen in einem bildgebenden System sind Detektorrauschen (thermisches, Schrotrauschen, elektronische Störsignale, ...), Streulicht (z.B. Compton-Streuung beim Röntgen), Schwankungen der Strahlintensität bei einem sukzessiven abgetasteten Bild oder ungleichmäßige Beleuchtung. Auf einzelne Rauschquellen wird ebenfalls in den einzelnen Kapiteln eingegangen. Ein Teil dieser Signale kann durch instrumentelle Verbesserungen reduziert werden, andere, wie z.B. das Schrotrauschen sind inhärent.

Man kann das Rauschen wiederum in systematisches und stochastisches Rauschen unterteilen. Systematisches Rauschen ist bei zwei nacheinander aufgenommenen Bildern identisch. Es kann normalerweise eliminiert werden durch eine Verbesserung des abbildenden Systems, wie zum Beispiel durch die Eliminierung eines Störsignals, oder durch Differenzmessungen wie in Abb. 10.66.

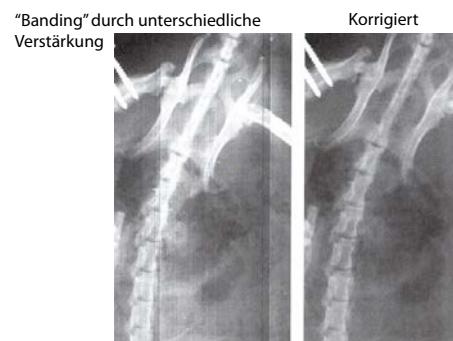


Abbildung 10.67: Korrektur eines "banding"-Artefakts.

Dazu gehören auch tote Pixel in einem Detektor. Diese werden bestimmt und bei der Verarbeitung korrigiert. Werden beim Auslesen eines CCD-Detektors für die einzelnen Spalten unabhängige Verstärker verwendet, haben diese meist etwas unterschiedliche Verstärkung. Ohne Korrektur führt dies zu streifenförmigen Artefakten, wie in Abb. 10.67 links gezeigt. Dies kann durch numerische Bearbeitung kompensiert werden, indem die Spalten mit den nötigen Korrekturfaktoren multipliziert werden (siehe Abb. 10.67 rechts).

Stochastisches Rauschen hingegen, wie z.B. Schrottrauschen oder thermisches Rauschen, variiert von

Bild zu Bild. Es kann nie vollständig eliminiert werden, aber das Verhältnis von Signal und Rauschen kann durch Mittelung über unabhängig aufgenommene Bilder verbessert werden. Beim Signal S erhält man zweimal das gleiche, eine Addition der Bilder ergibt somit das doppelte Signal. Die Rauschanteile der beiden Bilder sind hingegen unkorreliert. In der Summe addieren sich die Leistungen, also die Quadrate, und das Rauschen der addierten Bilder ist somit nur um den Faktor $\sqrt{2}$ größer als das Rauschen der einzelnen Bilder, $N_{A+B} = \sqrt{2}N$. Das Signal-zu-Rausch Verhältnis verbessert sich somit um den Faktor $\sqrt{2}$:

$$\begin{aligned} SNR_{A+B} &= \frac{S}{N}(A+B) = \frac{S_A + S_B}{N_{A+B}} \\ &= \frac{2S_A}{\sqrt{2}N} = \sqrt{2}SNR_A = \sqrt{2}SNR_B. \end{aligned}$$

Allgemein kann man bei unkorreliertem Rauschen das SNR um den Faktor \sqrt{n} erhöhen, indem man n unabhängige Bilder aufnimmt und über sie mittelt. Dies gilt natürlich nur, wenn das Objekt sich nicht bewegt oder ändert.

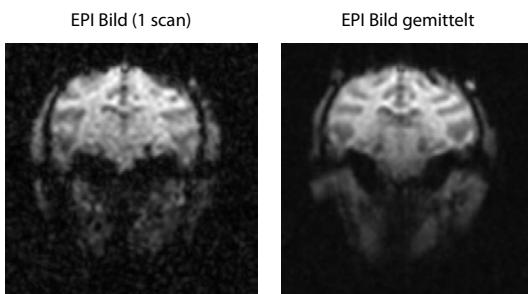


Abbildung 10.68: Verbesserung des SNR durch Mittelung über 16 EPI Bilder.

Abbildung 10.68 zeigt als Beispiel, wie die Mittelung über 16 EPI Bilder das Rauschen erheblich (theoretisch: um den Faktor 4) reduziert. EPI ist eine schnelle Bildgebungsmethode in der Kernspintomographie. Die Bilder werden in rund 100 ms aufgenommen und haben deshalb eine relativ geringe Auflösung und ein geringes SNR.

Diese Verbesserung ist nicht kostenfrei: Man kann sie erreichen, indem man die Messzeit erhöht oder

indem man die Intensität der Quelle erhöht. Eine Verlängerung der Messzeit erhöht allgemein die Kosten (z.B. MRI am Erwin-Hahn Institut: 1350 €/Stunde) und bringt das Risiko, dass der Patient sich bewegt. Wird ionisierende Strahlung für die Bildgebung verwendet, so steigt die Strahlenbelastung für den Patienten.

10.6 Bildverarbeitung

Literaturvorschläge zum Thema Bildverarbeitung in der medizinischen Diagnose:

- Dössel, Bildgebende Verfahren in der Medizin, Kap. 2-3
- Bushberg et al., The essential physics of medical imaging, Kap. 4, 11, 13
- Suetens, The fundamentals of medical imaging, Kap. 1
- Heinz Morneburg (Ed.), Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik, Kap. 2-3

10.6.1 Digitale Filterung

Liegen Bilddaten in digitaler Form vor, gibt es eine Reihe von Möglichkeiten, ihre Qualität durch mathematische Transformationen zu verbessern. Dabei wird grundsätzlich der objektive Informationsgehalt nicht höher, aber man kann die enthaltene Information besser sichtbar machen. Wir konzentrieren uns hier vor allem auf Methoden, bei denen die transformierten Objekte lineare Funktionen der Originale sind. Außerdem sollen sie translationsinvariant sein: Objekte, die sich nur durch ihren Ort unterscheiden, werden in gleiche Objekte abgebildet, welche um den gleichen Vektor von einander entfernt und auf die gleiche Weise transformiert sind.

Die meisten linearen Transformationen können als Faltung dargestellt werden. Diese beschreibt nicht nur die mathematischen Operationen, welche in der Bildverarbeitung durchgeführt werden, sondern auch optische Abbildungen oder den Einfluss von Detektoren und nichtidealen Quellen. Bei einer Faltung wird jeder Punkt des Originals $o(x,y)$ in die

Point Spread Function $f(\delta x, \delta y)$ transformiert. Das Bild insgesamt ist damit gegeben als

$$\begin{aligned} b(x', y') &= \iint dx dy o(x, y) f(x' - x, y' - y) \\ &= o(x, y) \otimes f(x, y). \end{aligned} \quad (10.2)$$

Durch das doppelte Integral ist dies eine relativ rechenintensive Operation. Da die digitalen Bilddaten diskret sind, d.h. als Funktionswerte für einzelne Pixel abgespeichert werden, wird das Integral als Summe ausgeführt. Bei einem Bild mit N (z.B. $N = 10^7$) Bildpunkten beträgt die Zahl der Operationen somit N^2 ($= 10^{14}$).

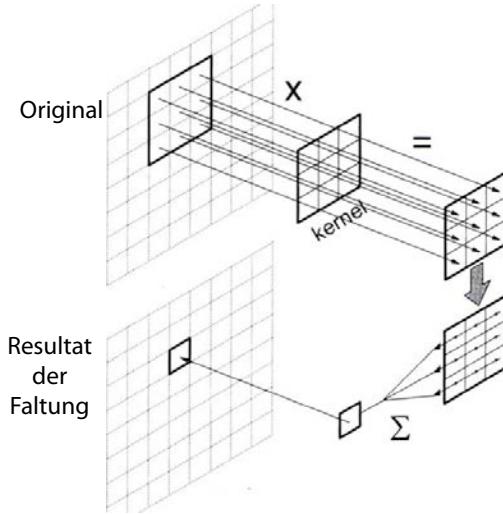


Abbildung 10.69: Faltung mit einem lokalen Kern.

Das Integral, respektiv die Summe, wird in der Praxis normalerweise nicht über den gesamten Bereich des Bildes ausgeführt. In den meisten Fällen sind die Faltungsfunktionen $f(\delta x, \delta y)$ lokal, d.h. sie fallen über wenige Pixel auf praktisch vernachlässigbare Werte ab. In diesen Fällen können somit die Integralgrenzen auf diese wenigen Pixel reduziert werden, wie in Abb. 10.69 gezeigt.

10.6.2 Beispiele

Abb. 10.70 zeigt ein konkretes Beispiel einer solchen Faltung. Es werden zu jedem Pixel jeweils ein Vierel des Wertes aller 8 Nachbarpixel addiert und das Resultat so skaliert, dass das Integral konstant bleibt.

Original						*	Filter			Bild (gefiltert)						
1	5	3	5	4	6		1/12	1/12	1/12		1	5	3	5	4	6
4	3	32	5	6	9		1/12	4/12	1/12	=	4	a	b	c	d	9
6	10	4	8	8	7		1/12	1/12	1/12		6	10	4	8	8	7
$\left\{ \begin{array}{l} a=(1)(1/12)+(5)(1/12)+(3)(1/12)+(4)(1/12)+(3)(4/12)+(32)(1/12)+(6)(1/12)+(10)(1/12)+(4)(1/12)=6.4 \\ b=(5)(1/12)+(3)(1/12)+(5)(1/12)+(3)(1/12)+(32)(4/12)+(5)(1/12)+(10)(1/12)+(4)(1/12)+(8)(1/12)=14.3 \\ c=(3)(1/12)+(5)(1/12)+(4)(1/12)+(32)(1/12)+(5)(4/12)+(6)(1/12)+(4)(1/12)+(8)(1/12)+(8)(1/12)=7.5 \\ d=(5)(1/12)+(4)(1/12)+(6)(1/12)+(5)(1/12)+(6)(4/12)+(9)(1/12)+(8)(1/12)+(8)(1/12)+(7)(1/12)=6.3 \end{array} \right\}$																
Bild (gefiltert)							1	5	3	5	4	6				
							4	6.4	14.3	7.5	6	9				
							6	10	4	8	8	7				

Abbildung 10.70: Beispiel eines digitalen Filters.

Dies entspricht einer Glättung, also einem (räumlichen) Tiefpassfilter.

Auch Filterfunktionen, welche analytisch über den gesamten Raum definiert sind, können oft auf einen kleinen Bereich beschränkt werden, indem man sie am Rande abschneidet. Ein typisches Beispiel ist die Gaußfunktion, deren Definitionsbereich die gesamte Ebene umfasst $(-\infty, \infty)$. Für den Fall, dass die Breite ein halbes Pixel beträgt, $\sigma = 0.5$, kann sie schon mit einem 3×3 Integralkern recht gut genähert werden:

$$g(\vec{r}) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-r^2/2\sigma^2}$$

0,01	0,08	0,01
0,08	0,64	0,08
0,01	0,08	0,01

Abbildung 10.71: Gaußfunktion als 3×3 Integralkern.

In den übrigen Fällen kann die Faltung mit Hilfe eines mathematischen Theorems auf zwei Fourier-Transformationen und eine Multiplikation zurückgeführt werden:

$$f \otimes g = \mathcal{F}^{-1} \{ \mathcal{F}(f) \cdot \mathcal{F}(g) \}.$$

Hier bezeichnet \mathcal{F} die Fouriertransformation und \cdot die elementweise Multiplikation. Da die Fouriertransformation von N Elementen $O(N \log N)$ Operationen benötigt, die Faltung aber $O(N^2)$ Operationen, ist diese Methode deutlich schneller. Im oben genannten Beispiel reduziert sich die Zahl der Operationen von etwa 10^{14} auf etwa 10^9 .

Ein nützliches Filter, welches gut mit lokalen Faltungskernen realisiert werden kann, ist der Gradient. Man berechnet die Komponenten des Gradienten mit den Kernen

$$D_x = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad D_y = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ -1 \end{bmatrix}.$$

Dieser hilft, z.B., bei der Suche nach der Grenze von Objekten. Auf die gleiche Weise kann die zweite Ableitung, also der Laplace-Operator, berechnet werden. Nützliche Näherungen sind die Kerne

$$\begin{aligned} L_1 &= \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -8 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} & L_2 &= \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \\ L_3 &= \begin{bmatrix} 0,3 & 0,7 & 0,3 \\ 0,7 & -4 & 0,7 \\ 0,3 & 0,7 & 0,3 \end{bmatrix}. \end{aligned}$$

10.6.3 Hoch- und Tiefpassfilter

Zu den wichtigsten digitalen Filteroperationen gehören Hoch- und Tiefpassfilter. Damit bezieht man sich auf die räumlichen Frequenzen: ein Tiefpassfilter unterdrückt diejenigen Signalkomponenten, welche hohen räumlichen Frequenzen entsprechen.

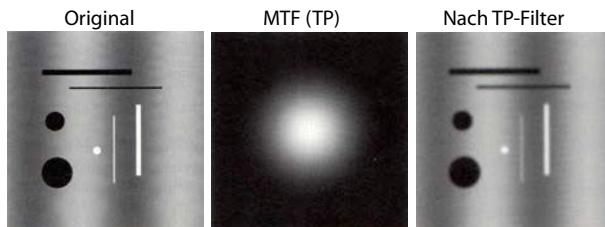


Abbildung 10.72: Effekt eines Tiefpassfilters: das Original (links) wird mit der MTF (Mitte) gefaltet.

Solche Filter können durch Faltung implementiert werden, aber auch durch lokale Transformationsmasken. So kann ein Tiefpassfilter durch eine Mittelwert-Matrix realisiert werden, also eine Matrix, bei der alle Elemente gleich sind. Dies entspricht einer Faltung mit einer Rechteckfunktion. Im Fourier-Bereich entspricht dies einer Multiplikation

mit einer sinc-Funktion, deren Maximum bei 0 liegt. Ein weicheres Tiefpassfilter, welches im Frequenzbereich keine Oszillationen zeigt, ist das Gauß-Filter. Während die eigentliche Gauß-Funktion nie ganz auf 0 abfällt, kann sie mit einem lokalen Faltungskern gut genähert werden, da sie mit e^{-x^2} relativ schnell abfällt.

Tiefpassfilter verwendet man vor allem, um das Rauschen zu reduzieren: auf Grund der begrenzten räumlichen Auflösung des bildgebenden Systems finden die Signalkomponenten eines Bildes immer in einem begrenzten Frequenzbereich Platz. Das Rauschen, welches vom Detektor stammt, ist hingegen zwischen benachbarten Pixeln unkorreliert und deckt damit das gesamte Frequenzspektrum ab. Unterdrückt man hohe Frequenzkomponenten, so wird damit das Rauschen stärker reduziert als das Signal und das SNR wird erhöht. Werden auch Signalkomponenten abgeschwächt, so werden zuerst die Kontouren weniger scharf, wie in Abb. 10.72 erkennbar.

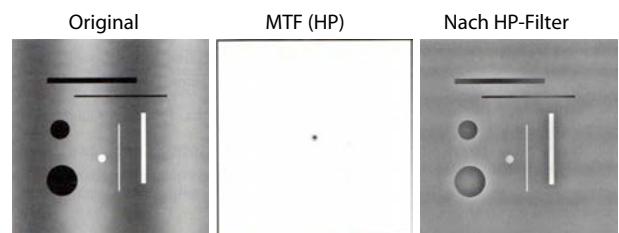


Abbildung 10.73: Effekt eines Hochpassfilters.

Bei einem Hochpassfilter werden die niedrigen Frequenzkomponenten abgeschwächt, während die hohen Frequenzen direkt abgebildet werden. Dies führt zu einer Verstärkung von Konturen, wie in Abb. 10.73 gezeigt.

Abb. 10.74 zeigt den Effekt eines Tief- und eines Hochpass Filters am Beispiel des Röntgenbildes einer Hand. Das Hochpass-gefilterte Bild zeigt sehr viel Rauschen, aber es stellt die Grenzen zwischen Gewebeteilen relativ klar dar.

Mit diesen Filtern verwandelt ist das sogenannte “unsharp-masking”. Hier werden die höherfrequenten Teile des Bildes leicht verstärkt und die niedrigfrequenten leicht abgeschwächt. Wie in Abb. 10.75 gezeigt, entsteht dadurch ein Bild mit etwas schärfe-

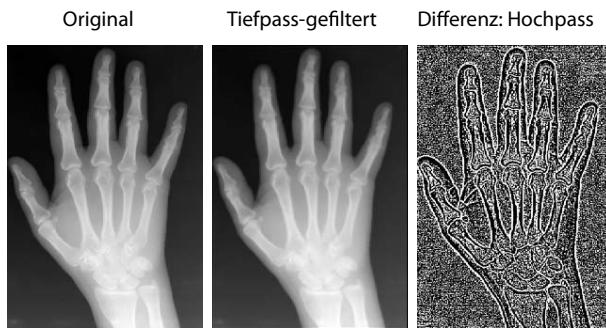


Abbildung 10.74: Hoch- und Tiefpass Filter am Beispiel eines Röntgenbildes.



Abbildung 10.75: "Unsharp-masking" eines Röntgenbildes.

ren Kanten, ohne dass das SNR zu stark beeinträchtigt wird.

Abb. 10.76 vergleicht einige digitale Filter. Die "Harmonisierung" entspricht einem Hochpassfilter.

10.6.4 Fourier-Zerlegung

In vielen Fällen ist es nützlich, die Faltung mit Hilfe der Fourier-Transformierten zu beschreiben. Dies kann einerseits die effizienteste mathematische Methode sein, und es ist nützlich für das Verständnis des entsprechenden Filters. Die Grundlagen dazu wurden bereits im Kapitel 10.4 diskutiert, insbesondere bei der Einführung der Modulations-Transferfunktion, welche im Fourier-Raum definiert ist.

Die Fouriertransformation \mathcal{F} aus dem direkten in den

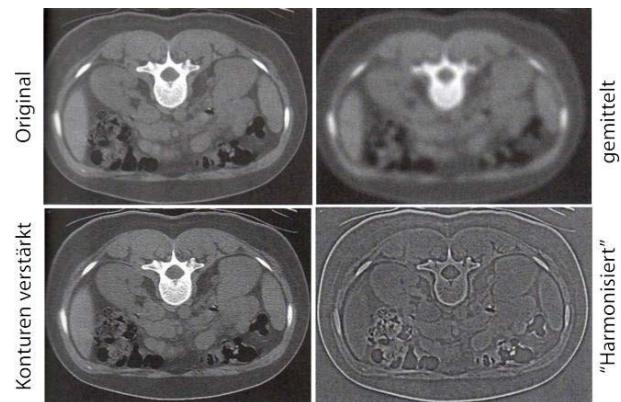


Abbildung 10.76: Anwendung unterschiedlicher digitaler Filter auf ein Schnittbild eines Brustkorbs.

inverse Raum ist definiert als

$$\mathcal{F}\{f(x)\} = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int f(x) e^{-i2\pi kx} dx.$$

In zwei Dimensionen wird dies zu

$$\mathcal{F}^{(2)}\{f(x,y)\} = \frac{1}{2\pi} \iint f(x,y) e^{-i2\pi k_x x} e^{-i2\pi k_y y} dx dy.$$

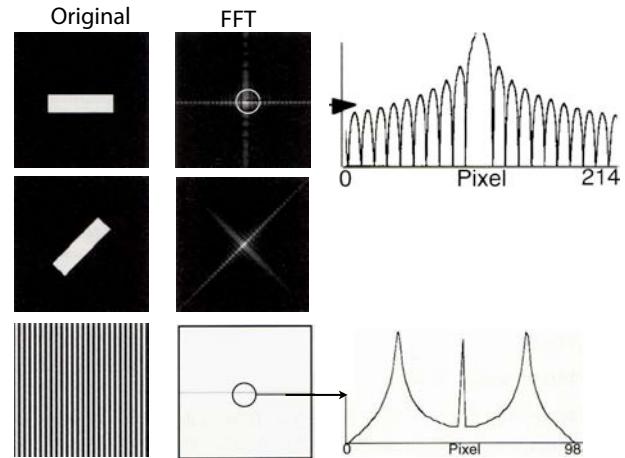


Abbildung 10.77: Zweidimensionale Fouriertransformation.

Abb. 10.77 zeigt graphisch die zweidimensionale Fouriertransformation eines Rechtecks und eines Gitters. Auf der rechten Seite ist jeweils ein eindimensionaler Schnitt durch den Fourier-Raum

gezeigt, auf einer logarithmischen Skala. Im oberen Bild entspricht das Objekt einem Rechteck, die Fouriertransformierte ist deshalb eine sinc-Funktion. Da es sich um eine lineare Transformation handelt, ist die Fouriertransformierte eines rotierten Objekts gleich dem rotierten Bild der Fouriertransformierten.

Die Fouriertransformation ist für die Bildverarbeitung extrem hilfreich, da im Fourier-Raum die meisten Operationen linear sind. Wenn wir eine Eingangsfunktion $f(x)$ durch ein optisches System abbilden, dessen PSF bekannt ist, so lässt sich das Produkt dieser Abbildung als Faltung bestimmen (siehe Gl. (10.2)), aber einfacher geht es im Fourier-Bereich

$$OTF(k) = \mathcal{F}\{PSF\} = \int PSF(x)e^{-i2\pi kx}dx.$$

10.6.5 Geometrische Transformationen

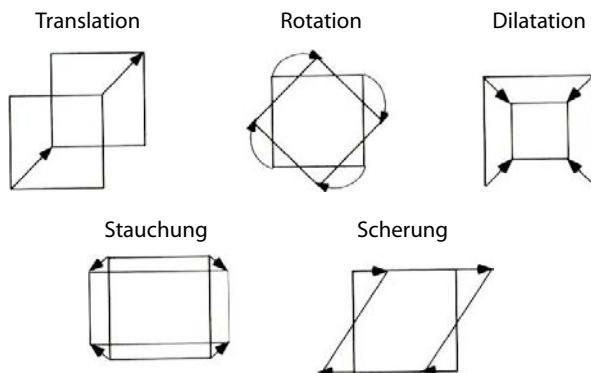


Abbildung 10.78: Geometrische Transformationen.

In vielen Fällen müssen die Bilder oder Teile davon auch geometrisch transformiert werden. Mögliche Gründe umfassen eine Verzerrung, z.B. auf Grund von nichtlinearen Gradienten in der MRI oder die Korrektur von Bewegungen des Patienten. Die einfachste Operation ist hier die Skalierung, in der die Koordinaten entlang der beiden Achsen mit einem festen Faktor s_x, s_y skaliert werden:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_x & 0 \\ 0 & s_y \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix}.$$

Hier stellen x, y die ursprünglichen Koordinaten eines Bildpunktes dar, x', y' die skalierten. Eine Translation kann dargestellt werden als

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} t_x \\ t_y \end{pmatrix}.$$

Bei einer Rotation muss die Transformation so aussehen:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix}.$$

Eine Scherung in x -Richtung wird erzeugt durch

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & m_x \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix}$$

und in y -Richtung durch

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ m_y & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix}.$$

Für dreidimensionale Datensätze wird dies entsprechend auf drei Dimensionen erweitert. Für den Vergleich mit zweidimensionalen Bildern oder für die graphische Darstellung müssen die Datensätze auf eine zweidimensionale Form überführt werden, z.B. durch Projektion (→ 10.4.2).

10.6.6 Warping

Eine Art von Transformationen, welche für die Entzerrung von Bildern geeignet ist, verschiedene Arten von Bildern übereinander zu legen, oder um Bewegungsartefakte zu eliminieren, ist das "Image Warping"².

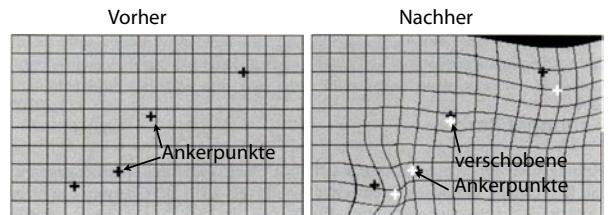


Abbildung 10.79: "Warping": Entzerrung.

²Englisch: warp = verformen, verzerrten.

Dafür müssen zunächst Ankerpunkte identifiziert werden, welche in beiden Bildern erkennbar sind. Man verwendet dafür teilweise externe Marker, welche vor der Aufnahme am Körper des Patienten befestigt werden, oder anatomisch klar erkennbare Punkte. Für diese Markerpunkte wird zunächst die notwendige Translation berechnet.

Zusätzlich sollen die Umgebungen dieser Markerpunkte aufeinander abgebildet werden. Dazu wird das Bild in der Nähe der Ankerpunkte elastisch verformt, wobei die Verschiebung mit zunehmendem Abstand vom Ankerpunkt abnimmt. Sind zwei benachbarte Ankerpunkte stark unterschiedlich verschoben, so erhält man im Gebiet dazwischen eine relativ starke Verformung der Geometrie. In Abb. 10.79 ist das für den Bereich zwischen den beiden unteren Ankerpunkten der Fall.

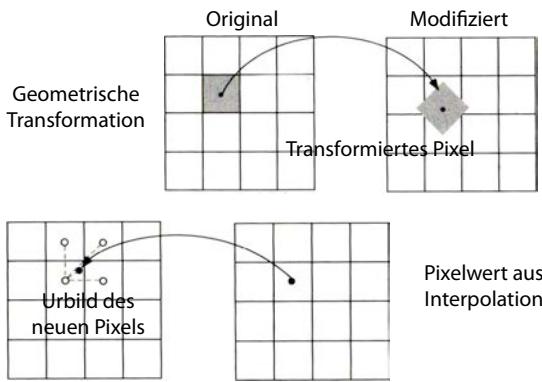


Abbildung 10.80: Bestimmung des Pixelwertes in einem neuen Gitter.

Nach einer geometrischen Transformation befinden sich die Pixel normalerweise nicht in einem äquidistanten Raster. Für eine Darstellung müssen sie auf ein neues Raster transformiert werden, welches äquidistant ist, d.h. es müssen die Pixelwerte im äquidistanten Raster bestimmt werden. Dafür werden die Positionen der neuen Rasterpunkte im Original bestimmt, durch Inversion der geometrischen Transformation. Dort werden die Intensitäten aus den benachbarten Pixelwerten interpoliert.

Eine einfache Interpolationsmethode ist das bilineare Verfahren. Abb. 10.81 zeigt das Vorgehen: g_1, g_2, g_3, g_4 sind die Stützstellen, deren Werte bekannt sind, und $g(x,y)$ soll bestimmt werden. Beim

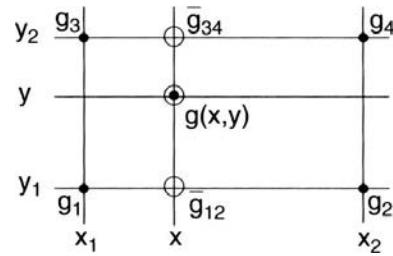


Abbildung 10.81: Bilineares Interpolationsverfahren: Der Wert von $g(x,y)$ soll bestimmt werden.

bilinearen Verfahren wird zunächst in einer Richtung interpoliert - im Beispiel von Abb. 10.81 in x -Richtung. Es werden somit die Werte \bar{g}_{12} und \bar{g}_{34} bestimmt:

$$\begin{aligned}\bar{g}_{12} &= g_1 + \frac{x - x_1}{x_2 - x_1}(g_2 - g_1) \\ \bar{g}_{34} &= g_3 + \frac{x - x_1}{x_2 - x_1}(g_4 - g_3)\end{aligned}$$

und daraus durch Interpolation in y -Richtung

$$g(x,y) = \bar{g}_{12} + \frac{y - y_1}{y_2 - y_1}(\bar{g}_{34} - \bar{g}_{12}).$$

10.7 Tomographie

10.7.1 Prinzip

Die Tomographie bestimmt die 3D-Struktur eines Objekts aus einer Vielzahl von 2D Projektionen. Das Wort ist eine Kombination der beiden griechischen Wörter tome (Schnitt) und graphein (schreiben).

Die grundlegende Idee ist, das Objekt aus unterschiedlichen Projektionswinkeln abzutasten und durch anschließende Rekonstruktion das Bild zu erhalten. Dies erlaubt einem, unter anderem, anstelle von Projektionen, in denen sich Objekte überlappen, Schnittbilder durch das 3D Objekt zu berechnen. Das Prinzip wird inzwischen in den meisten diagnostischen Techniken verwendet. Beispiele werden beim Röntgen, MRI, Ultraschall und in der Nuklear-diagnostik diskutiert.

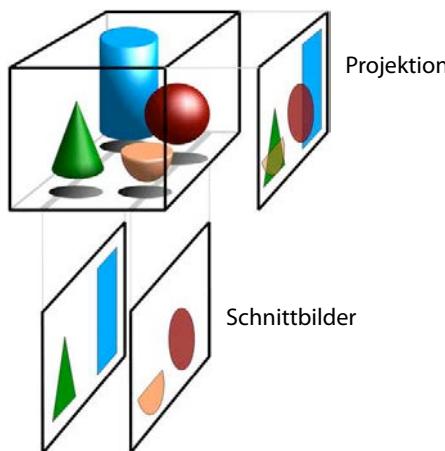


Abbildung 10.82: Prinzip der Tomographie.

Für die Rekonstruktion der 3D Form aus den einzelnen Projektionen gibt es zwei Arten von Konstruktionsverfahren: die iterative Rekonstruktion und die Rekonstruktion basierend auf Integraltransformationen, wie der Radon-Transformation. Die iterative Rekonstruktion war historisch wichtig, sie wurde in den Anfängen der CT benutzt. Heutzutage wird sie nur noch in der Nukleardiagnostik verwendet.

10.7.2 Iterative Rekonstruktion

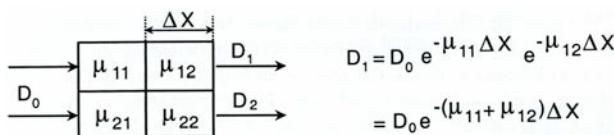


Abbildung 10.83: Einfaches Objektmodell und zugehörige Dosiswerte.

Um die iterative Rekonstruktion zu verdeutlichen, wird ein einfaches **Objektmodell** betrachtet (Abb. 10.83). Die Schwächung der Röntgenstrahlung erfolgt nach dem Schwächungsgesetz. Für die im Detektor eintreffende Dosis D_1 erhält man

$$D_1 = D_0 e^{-(\mu_{11} + \mu_{12}) \Delta X}$$

oder

$$\frac{1}{\Delta X} \cdot \ln \frac{D_0}{D_1} = \mu_{11} + \mu_{12}.$$

Die einfallende Dosis D_0 ist bekannt, die Dicke ΔX eines Pixels ebenso. Gemessen wird D_1 , also erhält man mit dem Messwert die Summe der auf dem Projektionsstrahl liegenden linearen Schwächungskoeffizienten. Allgemeiner ist der Messwert die Projektion der zweidimensionalen Verteilung der linearen Schwächungskoeffizienten μ_{ij} .

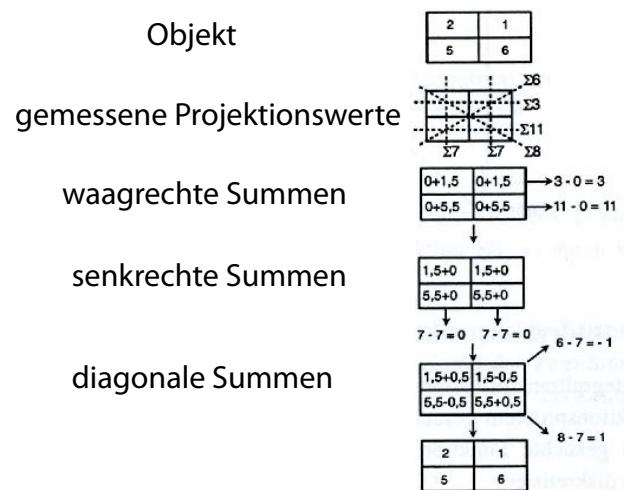


Abbildung 10.84: Schema der iterativen Rekonstruktion.

Um ein Bild des Objektes selber zu erhalten, muss diese Projektion invertiert werden: aus den gemessenen Projektionswerten D_i soll die Verteilung der Schwächungskoeffizienten μ_{ij} berechnet werden. Abb. 10.84 skizziert ein mögliches Vorgehen. Ausgehend von einer beliebigen Anfangsverteilung werden die Pixel in einer Projektionsrichtung so korrigiert, dass die Messwerte herauskommen. Das ganze wird iterativ für alle gemessenen Projektionsrichtungen durchgeführt.

Abb. 10.85 zeigt, wie die Qualität des Bildes mit der Zahl der Projektionen zunimmt.

10.7.3 Radon-Transformation

Die wichtigste Grundlage für die Rekonstruktion über Integraltransformationen ist eine Arbeit von J. Radon mit dem Titel "Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integrale längs gewisser Mannigfaltigkeiten", welche 1917 veröffentlicht

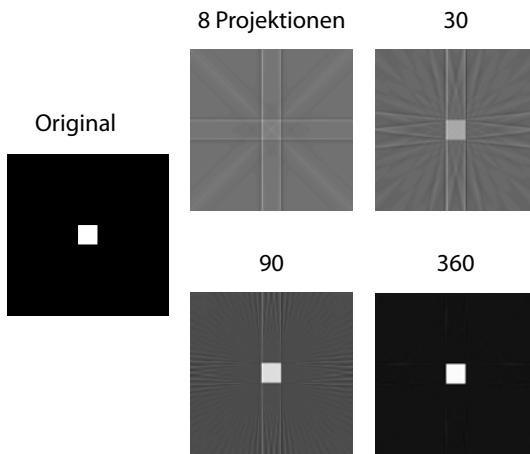


Abbildung 10.85: Rückprojektion für zunehmende Anzahl von Projektionen.

wurde. Vergleichbare Arbeiten gab es allerdings bereits von Hendrik Antoon Lorentz (1853 - 1928), und das Prinzip wurde auch von Allan McLeod Cormack (1924 - 1998) wiederentdeckt und schließlich nochmals von Godfrey Newbold Hounsfield (1919 - 2004), der es erfolgreich umsetzte und marktreife Geräte entwickelte.

Die Idee ist, eine beliebig integrierbare Funktion $g(x,y)$ durch Linienintegrale über ihr Definitionsbereich zu beschreiben. Die Gesamtheit aller **Projektionen**

$$p_\theta(\xi) := \int_{-\infty}^{\infty} d\eta g(x,y),$$

welche die einzelnen Messungen beschreiben, wird als **Radontransformierte** bezeichnet. Hier bezeichnen η und ξ die Koordinaten des (um θ) gedrehten Systems (siehe Abb. 10.86).

Ein quantitatives Beispiel ist die Projektion der Funktion $f(x,y)$, die in einem kreisförmigen Gebiet (Radius R_0) den Wert a besitzt und ansonsten Null ist. Die Projektion ergibt

$$p_\theta(\xi) = \begin{cases} 2a\sqrt{R_0^2 - \xi^2} & |\xi| \leq R_0 \\ 0 & \text{sonst.} \end{cases}$$

Die Projektion $p_\theta(\xi)$ stellt somit eine Ellipsenhälfte dar, unabhängig vom Winkel θ .

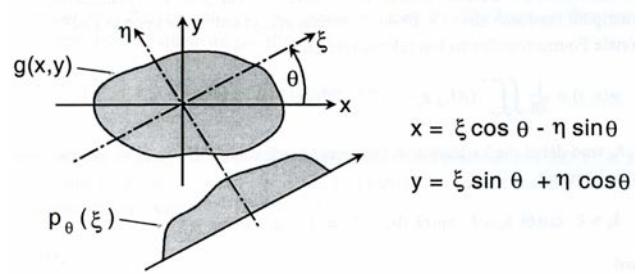


Abbildung 10.86: Projektion einer zweidimensionalen Funktion.

10.7.4 Zentralschnitt-Theorem

Um aus den Messdaten das Objekt zu rekonstruieren, kann man das **Zentralschnitt-Theorem** (auch als **Fourier-Scheiben-Theorem** bekannt) verwenden. Es lautet:

Die bei einem Schnitt durch die zweidimensionale Fourier-Transformierte $G(k_x, k_y)$ von $g(x,y)$ unter dem Winkel θ sich ergebende Funktion $G_\theta(k)$ ist gleich der eindimensionalen Fourier-Transformierten der Projektion $p_\theta(\xi)$:

$$P_\theta(k) = \mathcal{F}\{p_\theta(\xi)\} = G_\theta(k).$$

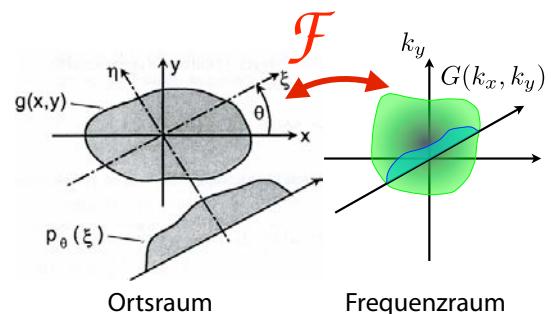


Abbildung 10.87: Veranschaulichung des Zentralschnitt-Theorems.

Die Rekonstruktion des Bildes kann also wie folgt durchgeführt werden: Durch eindimensionale Fourier-Transformation aller gemessenen Projektionen kann die zweidimensionale Fouriertransformierte $G(k_x, k_y)$ von $g(x,y)$ zusammengesetzt werden. Die gesuchte Bildfunktion $g(x,y)$ erhält man durch

die inverse Fourier-Transformation von $G(k_x, k_y)$. Dieses Verfahren ist somit nicht iterativ.

In der Praxis ist auch dieses Verfahren nicht trivial. Zu den Schwierigkeiten gehört unter anderem dass die Originaldaten nicht in einem kartesischen Koordinatensystem aufgenommen werden, sondern in einem polaren System. Um eine 2D Fouriertransformation durchführen zu können, müssen die Daten zuerst in das kartesische System interpoliert werden.

10.7.5 Gefilterte Rückprojektion

Die Radontransformation beziehungsweise das Zentralschnitt-Theorem kann auch so gedeutet werden, dass das Spektrum $P(k, \theta)$ mit der **Filterfunktion** $|k|$ gefiltert worden ist. Um dies zu zeigen, verwendet man die rekonstruierte Bildfunktion

$$g(x, y) = \frac{1}{2\pi} \iint_{-\infty}^{+\infty} dk_x dk_y G(k_x, k_y) e^{i2\pi(xk_x + yk_y)}.$$

In polaren Koordinaten (k, θ) entspricht dies

$$\begin{aligned} g(x, y) &= \frac{1}{2\pi} \int_0^\pi d\theta \int_{-\infty}^{\infty} dk P_\theta(k) |k| e^{i2\pi k\xi} \\ &= \frac{1}{2\pi} \int_0^\pi d\theta p_\theta(\xi) * F^{-1}\{|k|\}. \end{aligned}$$

Diese Rückprojektion entspricht einer Faltung. Der **Faltungskern** $F^{-1}\{|k|\}$ ist unabhängig vom Projektionswinkel, das heißt alle Projektionen werden mit dem gleichen Kern gefaltet. Man kann dies qualitativ verstehen, wenn man berücksichtigt, dass im Zentrum des kartesischen Koordinatensystems die Stützstellen der Zentralschnitte sehr viel näher liegen als bei großen Abständen.

Diese Betrachtung eröffnet die Möglichkeit, statt des "richtigen" Kerns eine **modifizierte Filterfunktion** zu verwenden, die die hohen und mittleren Ortsfrequenzen unterschiedlich stark anheben. Verwendet werden glättende und hochauflösende Filter beziehungsweise Faltungskerne.

Die gefilterte Rückprojektion muss für die Praxis diskretisiert werden. Ein Vorteil der gefilterten Rückprojektion besteht darin, dass direkt nach dem Erfassen der ersten Projektion schon mit der Faltung und Rückprojektion begonnen werden kann.

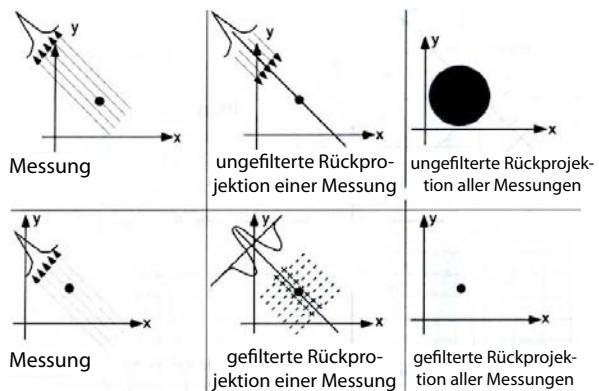


Abbildung 10.88: Vergleich einer gefilterten und einer ungefilterten Rückprojektion.

Abbildung 10.88 zeigt ein Beispiel für den Einfluss der Filterung auf ein punktförmiges Objekt. Ohne Filterung erhält man ein stark verschmiertes Objekt, mit Filterung entspricht es relativ genau dem Original.

10.8 Analyse und Interpretation

10.8.1 Verarbeitung und Wertung

Diagnostische Daten eines Patienten können mehrere Hundert bis mehrere Tausend Bilder umfassen. Die Speicherung, Verarbeitung, Darstellung und Interpretation dieser Daten stellt eine eigene Herausforderung dar, welche in zunehmendem Maße die Möglichkeiten der elektronischen Datenverarbeitung nutzt. Digitale Auswertung dient gleichzeitig dem Zweck, eine möglichst objektive Analyse zu erreichen. Wichtig ist auch, die Bilddaten in einem Format abzuspeichern, welches auf verschiedenen Systemen lesbar ist. Dazu existieren Standards, z.B. DICOM³

Zu den wichtigsten Aufgaben der Bildverarbeitung, bei der sowohl Menschen wie Programme Schwierigkeiten haben, gehört die Abgrenzung von erkranktem Gewebe. Abb. 10.89 zeigt als Beispiel

³Digital imaging and communications in medicine (DICOM) version 3.0. ACR-NEMA Standards Publication No. 300-1999, 1999.

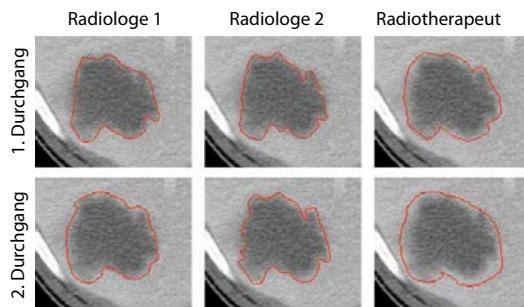


Abbildung 10.89: Bestimmung der Grenzen einer Läsion in der Leber durch drei Experten zu zwei unterschiedlichen Zeiten.

die Variation ($\approx 10\%$) welche in der Bestimmung von Grenzen des geschädigten Gewebes gefunden werden. Es handelt sich in allen sechs Bildern um die gleiche CT Aufnahme einer Leber. Die Grenzen wurden von drei unterschiedlichen Experten zu zwei unterschiedlichen Zeiten gezogen. Je nach Anwendung sind solche Unterschiede harmlos bis schwierig. Die Schwierigkeit nimmt zu, wenn man berücksichtigt, dass es sich um dreidimensionale Objekte handelt.

Während diese Aufgabe in erster Linie ärztliches Wissen erfordert, gibt es viele Anstrengungen von der Seite der diagnostischen Bildgebung, genauere und objektivere Hilfsmittel zur Verfügung zu stellen. Möglichkeiten dafür gibt es einerseits bei der Verbesserung der Geräte, andererseits bei der automatischen Bildauswertung.

10.8.2 Automatische Bildanalysen

Automatische Methoden der Bildanalyse sollen objektivere und präzisere Daten liefern. Ein Ansatz ist die Markierung der Maxima des Gradienten oder des Laplace-Operators.

Abb. 10.90 zeigt als Beispiel dafür die Bestimmung der Wände in einem Herzen aus dem MRI-Bild.

In der Praxis ist ihr Nutzen oft beschränkt durch Bildrauschen und andere Artefakte. Für eine sichere Erkennung wird meist zusätzlich Information, wie zum Beispiel eine zweite Bildgebungs-Modalität

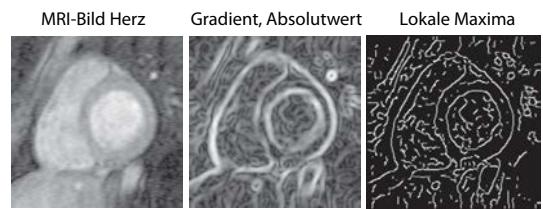


Abbildung 10.90: Automatische Bestimmung der Grenzen als Maxima des Gradienten.

oder ein Modell des zu detektierenden Organs benötigt.

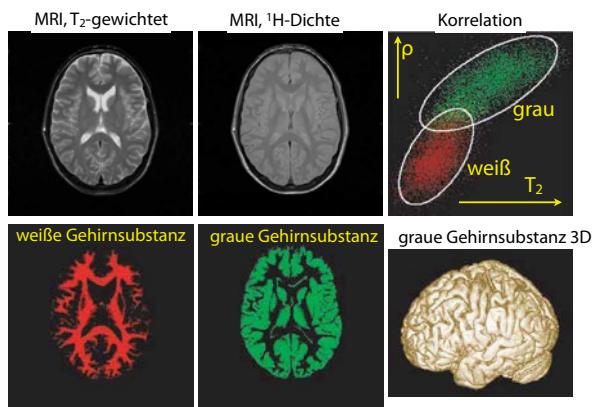


Abbildung 10.91: Automatische Bestimmung der Grenzen über zwei unterschiedliche Bildmodalitäten.

Abb. 10.91 zeigt ein Beispiel, bei dem zwei unterschiedliche Bild-Modalitäten verwendet werden: Im ersten MRI-Bild sind die Pixel mit der transversalen Relaxationszeit der Protonen gewichtet, im zweiten mit der reinen Protonendichte. Aus den einzelnen Modalitäten ist eine Zuordnung zu weißer oder grauer Substanz schwierig. Betrachtet man jedoch die Verteilung der Pixel im zweidimensionalen Parameterraum, so zerfallen die Werte grob in zwei Bereiche. Zwischen den beiden Bereichen besteht noch ein gewisser Überlapp, er ist jedoch wesentlich kleiner als bei der Betrachtung von nur einer Modalität. Der eine Bereich entspricht der weißen Gehirnsubstanz, der andere der grauen.

Anhand dieser Daten kann für die einzelnen Pixel eine Zuordnung zu weißer oder grauer Gehirn-

substanz erfolgen, wobei im überlappenden Bereich die Zuordnung unsicher ist. Das Resultat kann anschließend in der Form von Schnittbildern oder als Oberfläche des 3D Objektes dargestellt werden (Fig. 10.91, untere Reihe).

10.8.3 Qualität und Interpretation

Das wichtigste Kriterium für die Beurteilung der Qualität eines diagnostischen Bildes ist in vielen Fällen, ob der Arzt die Daten korrekt interpretieren kann.

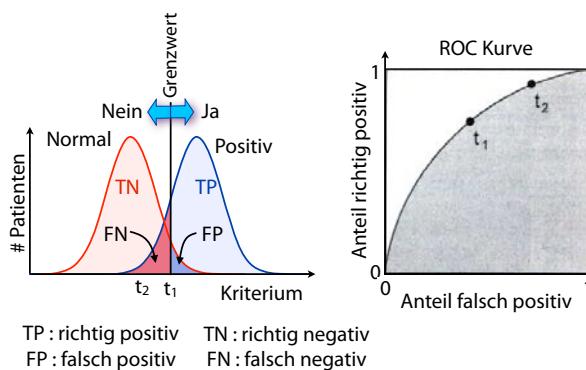


Abbildung 10.92: Entscheidungsgrundlagen bei Vorliegen eines einzelnen Kriteriums.

Auf Grund der vorliegenden Daten soll der Radiologe entscheiden, ob ein bestimmter Befund vorliegt oder nicht. Im relativ einfachen Fall eines einzelnen Kriteriums wird man meist einen Grenzwert festlegen. Liegt ein Patient oberhalb dieses Grenzwertes, so ist der Befund positiv, unterhalb negativ.

Betrachtet man Gruppen von gesunden Probanden und Gruppen, bei denen eine krankhafte Veränderung vorliegt, so findet man nicht einen scharfen Wert des gewählten Kriteriums (z.B. Relaxationszeit im MRI), sondern eine Verteilung, welche in Abb. 10.92 als gaußförmigen Kurven dargestellt sind. Im Idealfall einer perfekten Diagnose wären die beiden Kurven getrennt und man würde den Grenzwert dazwischen legen.

In Wirklichkeit gibt es fast immer einen Überlapp der beiden Kurven und damit falsche Diagnosen:

diejenigen Patienten ohne Befund, welche oberhalb des Grenzwertes liegen, werden als 'false positive' (FP) bezeichnet, diejenigen unterhalb mit 'true negative'. Bei den Patienten mit Befund teilt der Grenzwert die Kurve in den Bereich 'false negative' und 'true positive'. Für normierte Verteilungskurven (d.h. Integral = 1) gilt

$$TP + FN = 1 \quad FP + TN = 1.$$

Je höher der Grenzwert liegt, desto weniger positive Diagnosen gibt es. Damit nimmt der Anteil der falsch positiven Diagnosen ab (der Anteil der roten Kurve oberhalb des Grenzwertes), aber auch der Anteil der richtig positiven Diagnosen (der Anteil der blauen Kurve oberhalb des Grenzwertes). Der Anteil an richtig positiven Befunden entspricht der Empfindlichkeit der Methode. Der Anteil an falsch positiven Diagnosen entspricht der inversen Spezifität ($=1-FP$). Die Kurve, welche durch die unterschiedlichen Punkte im Diagramm der rechten Hälfte erzeugt wird, wird ROC-Kurve (Receiver Operating Characteristic) genannt.

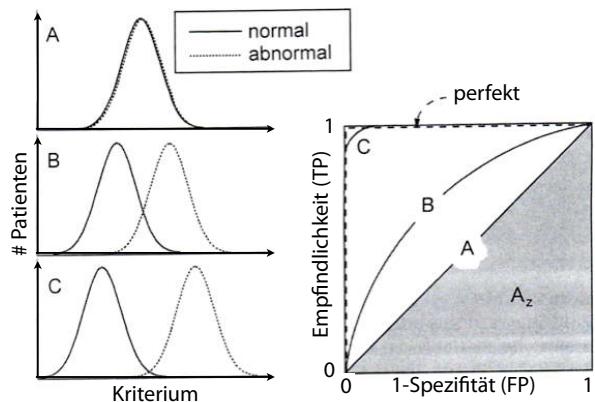


Abbildung 10.93: Unterschiedlich gut getrennte Gruppen und zugehörige Entscheidungskurven.

Sind die beiden Verteilungen identisch, erfolgt ein Entscheid bei der Zuordnung rein statistisch, ist also zu 50 % korrekt. Dies ist in Abb. 10.93 durch den Fall A dargestellt. Die ROC Kurve entspricht hier der Diagonalen, teilt also das Quadrat in zwei gleich große Hälften. Die dunklere Hälfte unterhalb der Diagonalen entspricht dem Anteil der richtigen

Diagnosen (50 %). Dieses Kriterium erlaubt somit keinerlei diagnostische Aussage.

Mit zunehmendem Abstand der Kurven (B, C) wird die Entscheidung sicherer. Die Zahl der korrekten Entscheide entspricht der Fläche unterhalb der Kurve, welche von 0.5 bis auf (beinahe) 1.0 ansteigt (A→B→C). Der gewählte Grenzwert entspricht der Position auf den Kurven.

10.9 Molekulare Bildgebung

10.9.1 Konzept

Der Begriff "molekulare Bildgebung" (englisch: molecular imaging) bezeichnet die Erforschung physiologischer Prozesse und die Diagnose von Krankheiten auf molekularer Ebene mittels bildgebender Verfahren. Das Gewicht wird somit von der Abbildung von Organen zur Messung von Verteilung von Molekülen und ihren Umwandlungsprozessen verschoben.

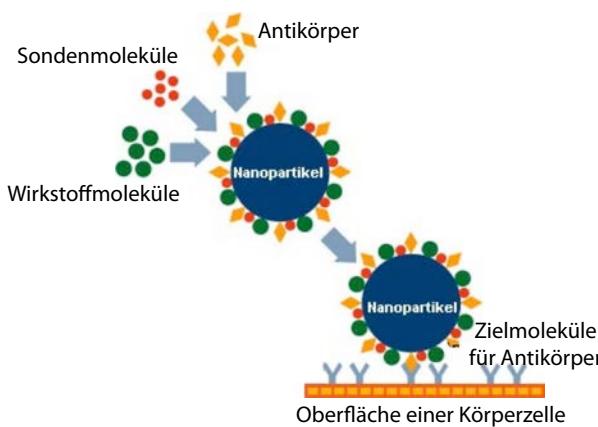


Abbildung 10.94: Prinzip der molekularen Bildgebung.

Im Idealfall geschieht dies am lebenden Organismus in Echtzeit. In realen Systemen ist man von diesem Ziel relativ weit entfernt.

Die Motivation dafür stammt aus der Möglichkeit, bestimmte Krankheiten und Fehlfunktionen auf anomale Konzentrationen bestimmter Moleküle zurückzuführen. So wird beispielsweise

die Alzheimer-Krankheit auf die Ablagerung von (makro-)molekularer Plaque im Gehirn der Patienten zurückgeführt. Allgemein versucht man, die molekularen Signaturen von Krankheiten zu detektieren und für die medizinische Diagnose zu nutzen.

Zu den wichtigsten möglichen Anwendungen gehört nicht nur die Diagnose einer bestehenden Krankheit, sondern auch die Vorsorge gegen mögliche Erkrankungen. Diese lassen sich im Idealfall bereits vor dem Ausbruch der ersten Symptome diagnostizieren und therapieren. Im Fall der Alzheimer-Erkrankung zeigt sich die Ablagerung der Plaques bereits Jahre vor den klinischen Symptomen. Allerdings sind in diesem Fall die Therapiemöglichkeiten bisher sehr beschränkt.

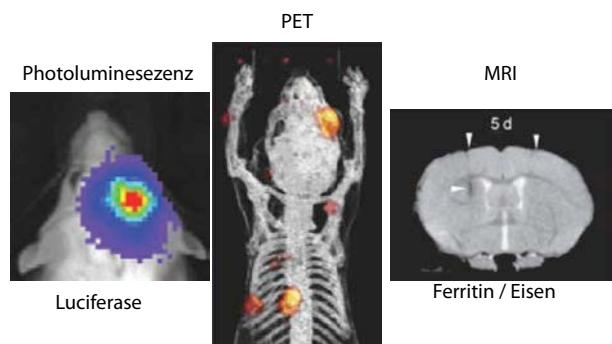


Abbildung 10.95: Beispiele für molekulare Bildgebung.

Beispiele für geeignete molekulare Sonden sind Moleküle, die für den Metabolismus wichtig sind, wie z.B. Glukose oder Laktat. Meist verwendet man aber künstliche molekulare Marker, welche optimiert werden, um z.B. Tumore oder Apoptose anzuzeigen. Für die Bildgebung werden Biolumineszenz, Fluoreszenz, PET, SPECT, CT, Ultraschall und MRI verwendet. Wie in Abb. 10.94 gezeigt, werden dafür häufig unterschiedliche Arten von Molekülen kombiniert: Antikörper sorgen dafür, dass die entsprechenden Nanopartikel am gewünschten Zielort andocken. Sondenmoleküle ermöglichen eine Messung der Verteilung im Körper, während Wirkstoffmoleküle zur Therapie dienen können.

Diese unterscheiden sich, wie auch bei der anatomischen Bildgebung, bezüglich Empfindlichkeit, Auflösung und Invasivität. Abb. 10.96 vergleicht, als

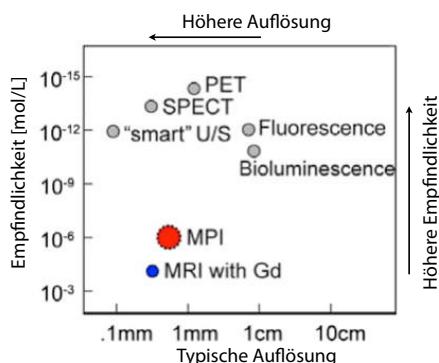


Abbildung 10.96: Vergleich von Empfindlichkeit und Auflösung unterschiedlicher Methoden für die molekulare Bildgebung.[29]

Beispiel, die Empfindlichkeit und die Auflösung einiger Methoden.

10.9.2 Molekulare Marker

Die Grundlage für die molekulare Bildgebung liegt häufig in einem Atom, Molekül oder Nanopartikel, das leicht zu detektieren ist und mit einer "Zielfindungseinheit" verbunden ist. Die Zielfindungseinheiten sind spezifisch für molekulare Marker bestimmter Krankheiten. Nach dem Schlüssel-Schloss-Prinzip binden sie mit möglichst hoher Selektivität am kranken Gewebe und bewirken so eine Anreicherung der an sie gebundenen signalgebenden Moleküle. Diese können von außen mittels bildgebender Verfahren detektiert und lokalisiert werden.

Am weitesten fortgeschritten und etabliert ist die molekulare Bildgebung mit Radionukliden (→ Kapitel 13). Heute sucht man nach Alternativen dazu, welche weniger invasiv und vielleicht auch preiswerter sind. Kandidaten sind die Magnetresonanztomografie, die Sonografie (Bildgebung durch Ultraschall) und optische Verfahren (meist mittels Fluoreszenz). Für diese Techniken geeignete Sonden umfassen magnetische Nanopartikel für die MRI, "Microbubbles" für die Ultraschall-Bildgebung oder Fluoreszenzmarker wie Luciferin für die optische Bildgebung (Biolumineszenz). Abb. 10.97 zeigt als weitere Möglichkeit unterschiedliche Quantenpunk-

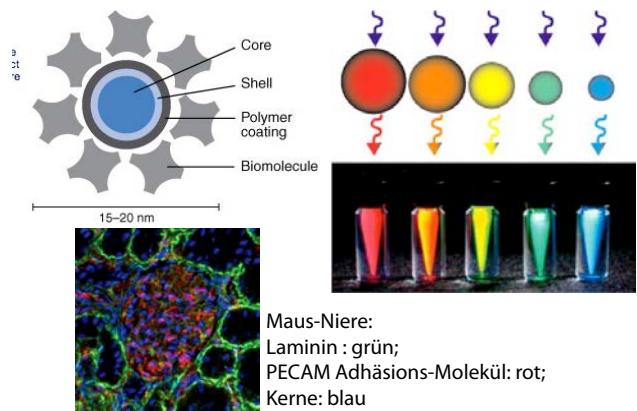


Abbildung 10.97: Molekulare Bildgebung mit Quantenpunkten.

te, welche bei unterschiedlichen Wellenlängen Photolumineszenz zeigen.

Die gleiche Vorgehensweise eignet sich auch für die Therapie: molekulare Marker werden eingeführt, so dass sie mit Hilfe von Hochfrequenz-Magnetfeldern erhitzt werden können, mit Ultraschall zerschossen, um Inhaltsstoffe freizusetzen, oder mit ultraviolettem Licht aktiviert werden können.

10.9.3 Magnetic particle imaging

Magnetic Particle Imaging (Magnetpartikelbildgebung, MPI) ist eine Methode zur Bestimmung der Verteilung von magnetischem Material in einem Volumen. Anders als bei MRI, wo der Einfluss des Materials auf die Magnetresonanzeigenschaften von Protonen gemessen wird, wird dabei die Magnetisierung von ferromagnetischen Partikeln detektiert.

Abb. 10.98 zeigt das Prinzip der Methode: Die magnetischen Partikel zeigen eine stark nichtlineare Antwort auf die Stärke des externen Magnetfeldes. Wird dieses über den Bereich des Koerzitivfeldes moduliert, so erzeugt die umklappende Magnetisierung einen hohen Impuls in der Aufnahmespule ($\propto dM/dt$). Das Spektrum dieser Pulsfolge enthält neben der angelegten Frequenz ω_0 viele ungeradzahlige Vielfache.

Wird das Zentrum des Modulationsbereichs verschoben, indem man ein zeitunabhängiges Feld an-

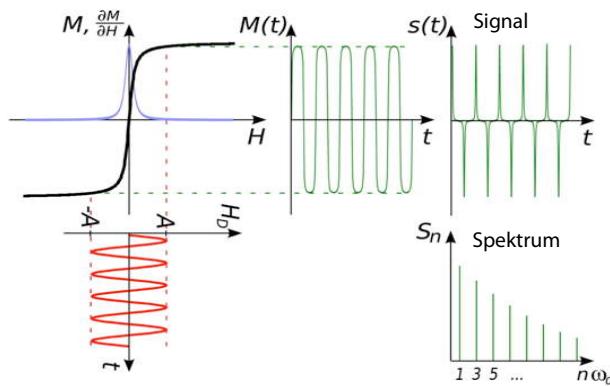


Abbildung 10.98: Prinzip der MPI Methode.

legt, so bleibt die Magnetisierung der magnetischen Partikel im Bereich der Sättigung und die Induktionsspannung, insbesondere bei den hohen Harmonischen, verschwindet. Wird dieses konstante Feld ortsabhängig gemacht, erlaubt dies eine Lokalisierung der magnetischen Partikel.

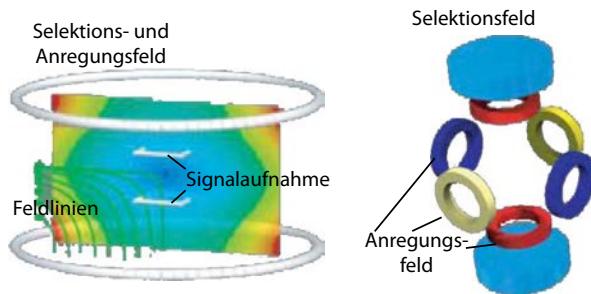


Abbildung 10.99: Konzepte für Geräte für Magnetic Particle Imaging.[11]

Verschiedene Konzepte wurden für MPI-Geräte vorgestellt.

Abb. 10.100 zeigt als Beispiel das MPI-Bild einer Maus. Ein Kontrastmittel wurde über die Vene eingespritzt. Die Aufnahmedauer betrug 9 Stunden.

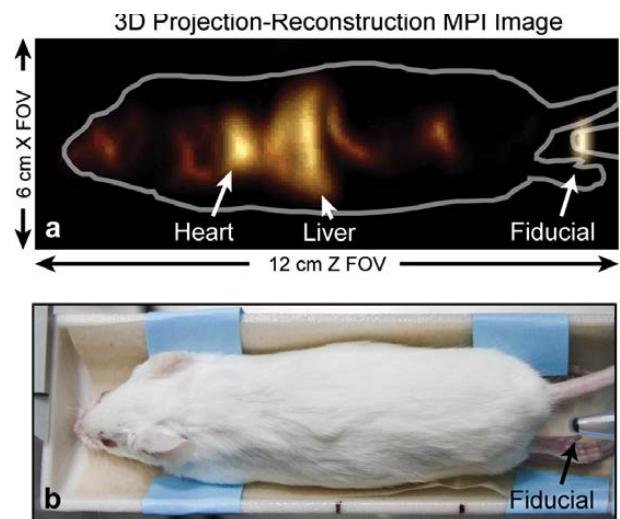


Abbildung 10.100: Beispiel eines MPI Bildes.[29]