# Rotationen in 2D und 3D - welche Eigenschaften haben Rotationsmatrizen?

|  |  |
| --- | --- |
| 2D: | * x'=Rx * det(R) = 1: Drehungen ändern die Länge des Vektors nicht * Der Kehrwert einer Transformationsmatrix ist die Rücktransformation in das ursprüngliche Koordinatensystem: x=R-1x * Bei Drehungen ist die Umkehrung gleich der Transponierung der Matrix, die sich aus dem Wechsel von Zeilen und Spalten ergibt. |
| 3D:  Eine beliebige Drehung im 3D-Raum wird durch Kombination der für jede Koordinatenachse geltenden Drehmatrizen durchgeführt | * Da auch die Drehmatrizen nicht kommutieren, muss eine Folge von Drehungen definiert werden * Die Drehung eines 3D-Positionsvektors ist gegeben durch x'=R\_i\*R\_j\*R\_k\*x * Eine zusätzliche Translation von x' ist gegeben durch Tx'=(x'1+dx, x'2+dy, x'3+dz)T |

# Euler-Winkel - wie sind Drehungen in 3D definiert und was sind die Parameter?

Euler-Winkel sind eine Möglichkeit, die Ausrichtung eines starren Körpers im drei-dimensionalen Raum mit drei Winkeln darzustellen. Diese Winkel definieren eine Abfolge von Drehungen um verschiedene Achsen, wodurch die Ausrichtung des Objekts schrittweise verändert wird. Es gibt verschiedene Konventionen für die Definition von Euler-Winkeln, aber die gängigste ist die ZYX-Konvention. (Matrizen von oben).

R=Rz(ψ)⋅Ry(θ)⋅Rx(φ)

Ein Bild, das Zeichnung, Clipart, Diagramm, Darstellung enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

# Das Gimbal-Lock - was hat es mit den Euler-Winkeln auf sich?

Ein Gimbal Lock ist ein Phänomen, das bei der Verwendung von Euler-Winkeln zur Darstellung dreidimensionaler Drehungen auftritt. Es tritt auf, wenn sich zwei der drei Gimbals (Rotating Frames) gemeinsam ausrichten, wodurch ein Freiheitsgrad der Drehung verloren geht.

Während des Gimbal-Locks kann das zu drehende Objekt bestimmte Ausrichtungen nicht erreichen, da eine Drehachse effektiv verloren gegangen ist. Dies kann zu Problemen bei Anwendungen führen, die eine präzise Steuerung der Ausrichtung erfordern, z. B. in der Luft- und Raumfahrt, der Robotik und der Computergrafik.

# Homogene Koordinaten - wie sind sie im Allgemeinen gegeben, und worauf muss man achten?

Homogene Koordinaten sind eine Erweiterung des traditionellen kartesischen Koordinatensystems, das in der Computergrafik, projektiven Geometrie und anderen Bereichen verwendet wird. Sie bieten eine bequeme Möglichkeit zur Darstellung von Punkten und Transformationen im Raum, insbesondere bei Translationen, Rotationen, Skalierungen und perspektivischen Projektionen. Die Reihenfolge von Rotation und Translation ist nicht willkürlich.

**Transformationen mit homogenen Koordinaten**

Homogene Koordinaten sind besonders nützlich für die Anwendung linearer Transformationen mit Hilfe der Matrixmultiplikation. In der 3D-Grafik können Transformationen wie Translation, Rotation, Skalierung und perspektivische Projektion alle als 4x4-Matrizen dargestellt werden.

**Beispiel für Transformationsmatrizen**

Translation: Eine Translation durch einen Vektor (tx,ty,tz) kann wie folgt dargestellt werden:

Ein Bild, das Entwurf, Design, Typografie enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

Skalierung: Die Skalierung durch Faktoren (sx,sy,sz) kann wie folgt dargestellt werden:

Ein Bild, das Entwurf enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

Drehung: Zum Beispiel kann eine Drehung um die z-Achse um den Winkel θ wie folgt dargestellt werden:

Ein Bild, das Text, Schrift, Screenshot, Zahl enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

Perspektivische Projektion: Eine einfache perspektivische Projektionsmatrix könnte wie folgt aussehen:

Ein Bild, das Text, Typografie, Design enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

Wobei d der Abstand zwischen der Kamera und der Projektionsebene ist.

Zu beachtende Dinge

* Normalisierung: Nach der Durchführung von Transformationen müssen die Punkte in homogenen Koordinaten wieder in kartesische Koordinaten umgerechnet werden, indem sie durch die w-Komponente dividiert werden. Achten Sie auf w≠0.
* Infinity-Points: Wenn w=0 ist, liegt der Punkt im unendlichen. Dies wird in der projektiven Geometrie verwendet, um Richtungen und nicht Punkte darzustellen.
* Reihenfolge der Transformationen: Die Reihenfolge der Anwendung von Transformationen ist wichtig. Die Matrixmultiplikation ist nicht kommutativ, so dass die Anwendung von Transformationen in einer anderen Reihenfolge zu unterschiedlichen Ergebnissen führt.
* Homogener Vektor für Richtungen: Um eine Richtung oder einen Vektor anstelle eines Punktes darzustellen, verwenden Sie w=0. Zum Beispiel würde der Richtungsvektor (vx, vy, vz) als (vx, vy, vz, 0) dargestellt werden.

Homogene Koordinaten bieten eine leistungsstarke und flexible Möglichkeit, komplexe Transformationen in einem konsistenten mathematischen Rahmen handzuhaben, der für verschiedene Anwendungen in der Computergrafik, Robotik und mehr unerlässlich ist.

# Renormalization von homogenen Koordinaten - wie geht das?

Unter Renormalisierung homogener Koordinaten versteht man die Rückumwandlung homogener Koordinaten in kartesische Koordinaten. Dazu werden die ersten n Komponenten der homogenen Koordinaten durch die letzte Komponente (in der Regel w) dividiert.

Ausgehend von einem Punkt in homogenen Koordinaten (xh, yh, zh, w) können die entsprechenden kartesischen Koordinaten (x, y, z) durch die folgenden Schritte ermittelt werden:

1. Sicherstellen, dass w≠0: Um die Umwandlung durchzuführen. Wenn w=0 ist, wird der Punkt als unendlich betrachtet, und es ist eine besondere Behandlung erforderlich.
2. Dividieren durch w: Normalisieren Sie die Koordinaten, indem Sie jede der ersten drei Komponenten durch w dividieren:

Ein Bild, das Schrift, Text, Typografie, weiß enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

# Unit Quaternions - was ist der Vorteil dieser alternativen Darstellung?

1. Vermeidung von Gimbal Lock:

* Eines der größten Probleme bei der Verwendung von Euler-Winkeln ist das sogenannte "Gimbal Lock". Dabei verlieren zwei Rotationsachsen ihre Unabhängigkeit, was zu einer Einschränkung der möglichen Rotationen führt.
* Unit Quaternions sind hiervon nicht betroffen. Sie bieten eine glatte und kontinuierliche Darstellung aller möglichen 3D-Rotationen ohne Singularitäten.

2. Effiziente Interpolation:

* Bei der Erstellung von 3D-Rekonstruktionen ist es oft notwendig, zwischen verschiedenen Rotationen zu interpolieren.
* Unit Quaternions eignen sich hervorragend für diese Aufgabe, da die Interpolation zwischen zwei Quaternions auf einer großen Kreislinie auf der Einheitshypersphäre erfolgt. Dies führt zu einer natürlichen und glatten Interpolation der Rotationen.

3. Kompakte Darstellung:

* Quaternions bieten eine kompakte Darstellung von Rotationen im Vergleich zu anderen Methoden wie Rotationsmatrizen. Dies kann zu Effizienzgewinnen bei der Berechnung und Speicherung führen.

4. Einfachheit bei der Zusammensetzung von Rotationen:

* Die Zusammensetzung von Rotationen (d.h. das Anwenden mehrerer Rotationen nacheinander) kann mit Quaternions durch eine einfache Multiplikation durchgeführt werden. Dies ist oft einfacher und effizienter als die entsprechende Berechnung mit Rotationsmatrizen.

5. Einfache Konvertierung:

* Quaternionen lassen sich leicht in andere Darstellungen umwandeln und umgekehrt:

Adaptive Filterung ist mit Quaternionen machbar.

# Wie kann die Nearest-Neighbour Interpolation von Koordinaten mit Hilfe homogener Koordinaten durchgeführt werden?

Die Interpolation erhöht nicht den Informationsgehalt, sondern vereinfacht die Visualisierung und die mathematische Handhabung von Volumendaten.

Die Interpolation des Nearest-Neighbour ist eine einfache Methode zur Interpolation von Werten, bei der jedem interpolierten Wert der Wert des nächstgelegenen bekannten Datenpunktes zugewiesen wird. Bei der Umsetzung dieser Methode für Koordinaten mit homogenen Koordinaten besteht die Hauptidee darin, die Punkte zu transformieren und die Interpolation im transformierten Raum durchzuführen.

Schritt-für-Schritt-Umsetzung

1. Vorbereiten der Daten  
   Angenommen, es gibt einen Satz von Quellpunkten in homogenen Koordinaten und entsprechende Zielpunkte, auf die die Interpolation des Nearest-Neighbour angewendet werden soll.
2. Koordinaten umrechnen (falls erforderlich)  
   Vergewissern, dass sowohl die Quell- als auch die Zielkoordinaten in homogener Form vorliegen. Für einen Punkt (x, y) im 2D-Raum würde die homogene Koordinate (x, y, 1) lauten. Im 3D-Raum wäre sie (x, y, z, 1).
3. Bestimmen des nächsten Nachbarn  
   Für jeden Zielpunkt ist der nächstgelegene Quellpunkt zu bestimmen. Dazu wird der euklidische Abstand zwischen dem Zielpunkt und jedem der Quellpunkte berechnet und der Quellpunkt mit dem kleinsten Abstand ausgewählt.  
   Ein Bild, das Text, Schrift, Handschrift, Reihe enthält.

   Automatisch generierte Beschreibung
4. Wert „Nearest-Neighbour“ anwenden  
   Dem Zielpunkt wird der Wert des nächstgelegenen Quellpunktes zugewiesn. Dieser Schritt besteht im Wesentlichen darin, die homogenen Koordinaten des nächsten Nachbarn auf den Zielpunkt zu übertragen.  
   Ein Bild, das Schraubenschlüssel, Sicherheitsnadel, Werkzeug, Design enthält.

   Automatisch generierte Beschreibung mit mittlerer Zuverlässigkeit

# Wie kann man den Ursprung einer Drehung in einer räumlichen Transformation ändern?

Eine Transformation, die den Drehpunkt in die Mitte des Bildes verschiebt, wird wie folgt beschrieben

Ein Bild, das Schrift, Grafiken, weiß, Grafikdesign enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

Wobei T die Verschiebung von einem Bildpunkt zur Bildmitte ist.

# Visualisierung: Wie sehen die Projektionsmatrizen für Perspektive und orthonormale Projektion aus?

Der Projektionsoperator in homogenen Koordinaten mit Blick von der z-Achse wird wie folgt angegeben:

Ein Bild, das Diagramm, Design enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

Es projiziert 3D-Koordinaten auf die x-y-Ebene

Der Blickpunkt befindet sich auf der z-Achse im Unendlichen

Der Projektionsoperator kann verallgemeinert werden, um die Perspektive einzubeziehen - der Blickpunkt kann von unendlich auf die Position f auf der z-Achse verschoben werden:

Ein Bild, das Diagramm, Entwurf, Design enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

# Wie hängen diese mit der Systemmatrix in der Rekonstruktion zusammen?

Im Kontext der Computer Vision, insbesondere bei der 3D-Rekonstruktion, bezieht sich die Systemmatrix häufig auf eine Matrix, die die gesamte Transformationspipeline von 3D-Weltkoordinaten zu 2D-Bildkoordinaten umfasst. Dazu gehören in der Regel intrinsische Kameraparameter, extrinsische Kameraparameter (Position und Orientierung) und die Projektionsmatrix.

Renormalisierung

* Wendet man P auf eine 4-dimensionale homogene Koordinate an, so ergibt sich eine vierte Komponente ungleich 1. Diese muss „repariert“ werden, indem der resultierende Vektor mit dem Kehrwert seiner vierten Komponente multipliziert wird.
* Auf diese Weise wird die Skalierung der darzustellenden Objekte in Abhängigkeit von der Entfernung zur Bildebene behandelt.
* P ist ein mathematischer Operator für den Rendering-Prozess.

Zusammensetzen von räumlichen Transformationen und Projektionen

* PVx - die anschließende Anwendung einer Projektions- und Volumentransformation auf Voxelkoordinaten - ergibt die Position auf dem 2D-Rendering
* Mit dem Projektionsoperator kann die Perspektive eingeführt werden. Das erfordert eine Neuskalierung der resultierenden Positionen auf dem Rendering.

Zusammensetzung

* Eine vollständige Transformation eines Volumens in ein Rendering kann folgendermaßen geschrieben werden:

Ein Bild, das Schrift, Typografie, Text, Grafiken enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

P… Projektionsmatrix

T… Translationsmatrix

C… Verschieben der Matrix zum neuen Mittelpunkt für die Rotation und wieder zurück

R… Rotation

S… Skalierung

# Nennen Sie zwei einfache Intensitätsübertragungsfunktionen zur Berechnung von röntgenähnlichen Volumenrenderings!

Ein Röntgenstrahl, der ein Volumen durchläuft und seine Intensität und Helligkeit ändert, erzeugt ein Volumenrendering. Der Prozess ähnelt der Abschwächung von Röntgenstrahlen.

1. Maximum Intensity Projection (MIP): Nur das intensivste Voxel im Strahlengang bestimmt die Intensität des projizierten Pixels.
2. Simulator Images: Eine Summierung aller Voxelwerte ergibt ein Bild, das einem Röntgenbild ähnelt. Diese digitally rendered radiographs (DRR) werden auch als summierte Voxel-schattierungen oder Simulatorbilder bezeichnet.

Ein Bild, das Schrift, Text, Handschrift, weiß enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

Ein Bild, das Text, Schrift, weiß, Kalligrafie enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

# Nennen Sie zwei Beispiele aus der Praxis für medizinische Bildgebungsgeräte, die orthonormale und perspektivische Projektionen durchführen!

Orthonormal: CT, MRI

Perspektive: Endoskopie, Operationsmikroskop, zahnärztliche Intraoralkameras, Ultraschall

# Welchen Zweck erfüllt ein Kollimator in einer Gammakamera in der Nuklearmedizin, und wie hängt dies mit der Art des Projektionsbildes zusammen?

1. Richtungsabhängige Kontrolle der Gammastrahlen. Der Kollimator lässt nur Gammastrahlen aus bestimmten Richtungen zum Detektor durch. Dadurch wird sichergestellt, dass die detektierten Gammastrahlen von der gewünschten Stelle im Körper des Patienten stammen, was die räumliche Auflösung des Bildes verbessert.
2. Verringerung des Hintergrundrauschens. Durch die Blockierung von Gammastrahlen, die nicht auf die Kanäle des Kollimators ausgerichtet sind, verringert der Kollimator die Menge an Streustrahlung und Hintergrundrauschen, die die Bildqualität beeinträchtigen können.
3. Verbesserung des Bildkontrasts. Durch die selektive Zulassung von Gammastrahlen aus bestimmten Richtungen erhöht der Kollimator den Kontrast des Bildes. Dies erleichtert die Unterscheidung zwischen verschiedenen Geweben oder Organen, die das Radiopharmakon aufgenommen haben.

# Wo in der Projektionsmatrix finden Sie den Abstand des Brennpunkts einer Röntgenröhre zum Röntgendetektor, wenn Sie diesen Prozess modellieren wollen?

Ein Bild, das Text, Schrift, Screenshot, Design enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

Bei einer vereinfachten perspektivischen 2D-Projektion kann die Projektionsmatrix P wie oben dargestellt werden.

Diese Matrix projiziert 3D-Punkte auf eine 2D-Ebene unter Berücksichtigung des SDD. (Source-Detector-Distance (SDD): Der Abstand zwischen der Röntgenquelle (Brennfleck) und dem Detektorarray).

# Wie hängen Röntgenvergrößerung (Magnification) und Projektion zusammen?

**Röntgenvergrößerung**

Die Röntgenvergrößerung entsteht, weil die Röntgenstrahlen im Brennpunkt der Röntgenröhre divergieren und sich auf dem Weg zum Detektor ausbreiten. Das Bild des Objekts auf dem Detektor ist größer als das eigentliche Objekt, abhängig von den jeweiligen Entfernungen.

Der Vergrößerungsfaktor M kann wie folgt definiert werden:

Ein Bild, das Text, Schrift, weiß, Reihe enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

Wobei:

* SDD (Source-to-Detector Distance) ist der Abstand zwischen der Röntgenquelle und dem Detektor.
* SOD (Source-to-Object Distance) ist der Abstand zwischen der Röntgenquelle und dem abzubildenden Objekt.

**Projektion**

Unter Projektion versteht man im Zusammenhang mit der Röntgenbildgebung den Prozess, bei dem die 3D-Struktur eines Objekts auf eine 2D-Ebene (den Detektor) projiziert wird. Jeder Punkt des Objekts sendet einen Röntgenstrahl aus, der in einer geraden Linie zum Detektor wandert und ein 2D-Bild erzeugt, das einen „Schatten“ des 3D-Objekts darstellt.

**Zusammenhang zwischen Röntgenvergrößerung und Projektion**

1. Geometrische Vergrößerung:
   * Auf dem Weg vom Brennpunkt zum Detektor durchdringen die Röntgenstrahlen das Objekt, und die divergierende Natur der Strahlen bewirkt eine Vergrößerung des Objektbildes auf dem Detektor.
   * Der Grad der Vergrößerung hängt von den relativen Abständen (SOD und SDD) ab. Näher liegende Objekte (kleinere SOD) führen zu einer stärkeren Vergrößerung auf dem Detektor.
2. Projektionsgeometrie:
   * Die Projektionsgeometrie bestimmt, wie die 3D-Informationen des Objekts auf dem 2D-Detektor erfasst werden. Die perspektivische Projektion führt zu einem vergrößerten und potenziell verzerrten Bild.
   * Bei der CT werden mehrere Projektionen unter verschiedenen Winkeln kombiniert, um ein 3D-Bild zu rekonstruieren. Jede Projektion wird durch den Vergrößerungsfaktor beeinflusst, der bei der Rekonstruktion berücksichtigt werden muss.
3. Mathematische Modellierung:
   * Der Projektionsprozess kann mit Hilfe der Projektionsmatrix mathematisch modelliert werden, die Parameter für die Position der Röntgenquelle, die Position des Detektors und die beteiligten Abstände enthält.
   * Der Vergrößerungsfaktor ist in dieses mathematische Modell eingebettet und wirkt sich auf den Maßstab und die Verzerrung der Projektion aus.

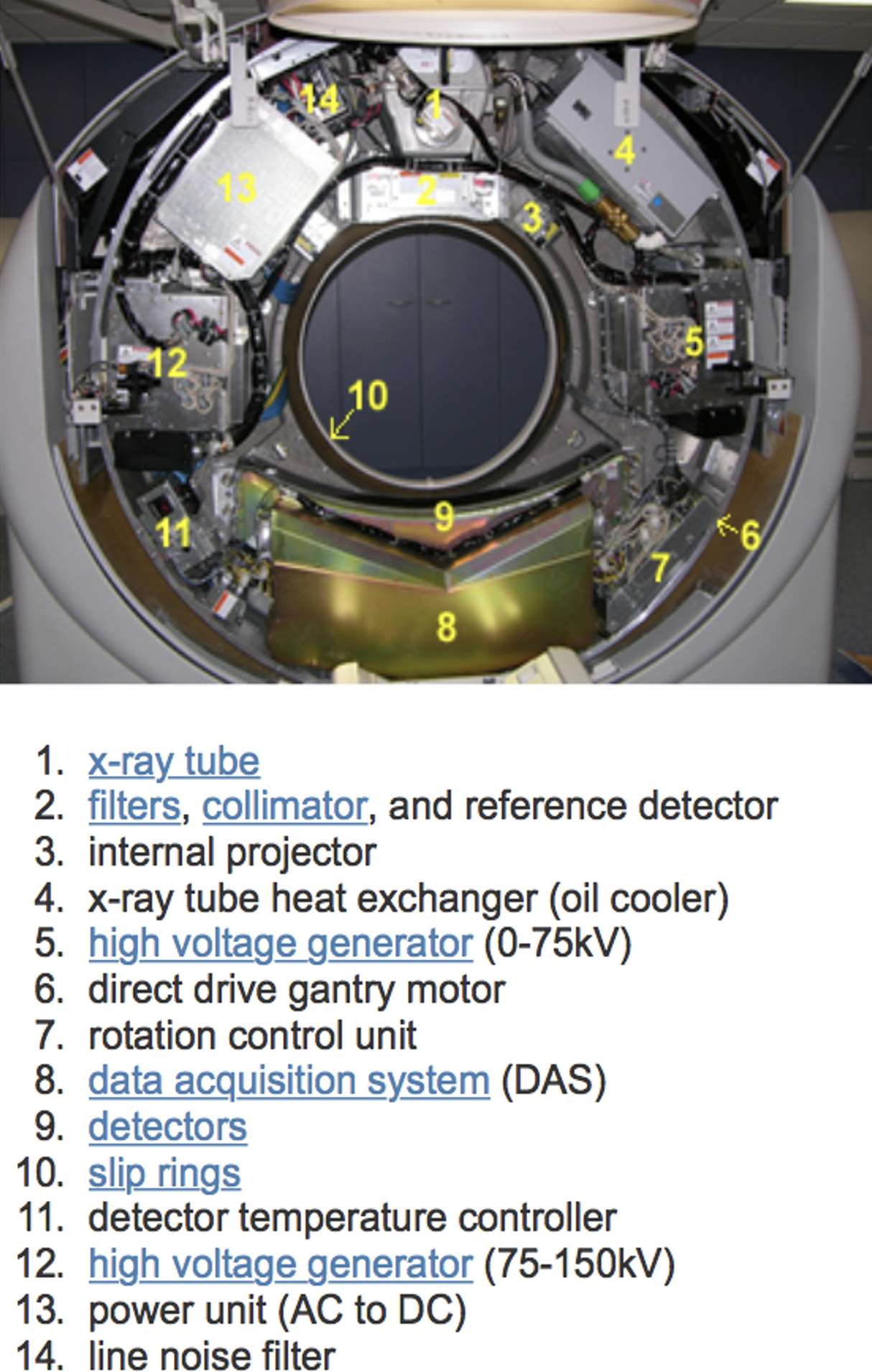
# Nennen Sie eine einfache Approximation erster Ordnung für das Beer-Lambert-Law!

Eine einfache Näherung erster Ordnung für das Beer-Lambert-Law kann durch eine lineare Beziehung zwischen der Abschwächung des Röntgenstrahls und der Dicke des Materials, das er durchquert, ausgedrückt werden. Das Beer-Lambert-Law selbst beschreibt, wie die Intensität von Licht (oder Röntgenstrahlen) exponentiell abnimmt, wenn es ein absorbierendes Medium durchdringt. Das exakte Gesetz ist gegeben durch:

Ein Bild, das Text, Schrift, Screenshot, Zahl enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

# Können Sie die wichtigsten Hardwarekomponenten eines Scanners identifizieren?



# Was bedeutet N\*T, und warum gibt es bei einigen Scannern einen Unterschied zwischen der Gesamtkollimation und der nominalen N\*T?

N definiert die Anzahl der aktiven detector-rows oder die Anzahl der rekonstruierten Slices pro Umdrehung.

Beginnen wir mit einem Beispiel, bei dem N\*T im ersten Fall die Anzahl der physischen Detektorreihen bei einem Scanner mit 128 Slices und 0,5 mm Detektorabstand in z-Richtung beschreibt. Würden tatsächlich alle Detektorreihen für den Scan verwendet werden, so dass sich eine Gesamtlänge von 64 mm ergäbe, würden wir dies als NT=128\*0,5mm bezeichnen. Ein typischer Scanmodus bei der Helix-Abtastung wäre z. B. 40\*0,5. Es würden also nur die innersten 40 Detektorreihen verwendet werden.

In der Realität ist die Definition von N\*T oft weniger eindeutig. Einige Scanner erzeugen „überlappende“ Rohdaten und rekonstruieren überlappende Slices.

Bei dieser Technologie können Slices mit einer Dicke von der Hälfte des tatsächlichen Detektorabstandes mit einer Bildqualität rekonstruiert werden, die mit der Bildqualität eines Detektors mit der doppelten Anzahl physischer Detektorreihen (jede halb so dick) vergleichbar ist, zumindest in der Nähe des Drehpunktes. In vielen Rekonstruktionsmodi werden überlappende Slices rekonstruiert, wobei der Slice-Abstand (z-Abstand der Slices) die Hälfte der tatsächlichen Slice-Dicke T.

In diesem Fall (überlappende Rekonstruktion) entspricht N\*T weder dem einen noch dem anderen abgedeckten z-Intervall und der Gesamtkollimation.

# Warum verwenden Scanner fliegende Brennpunkte? Für die Spezialisten, aber das ist eine knifflige Frage: z und x/y fliegende Brennpunkte?

Einige Scanner erzeugen „überlappende“ Rohdaten und rekonstruieren überlappende Slices. Die Überabtastung in z-Richtung ist eine sehr gute und wirksame Strategie zur Verringerung von Artefakten und SNR sowie zur Erhöhung der z-Auflösung. Eine der Technologien, die zu einer Überlappung von Rohdaten und rekonstruierten Slices führt, ist die Verwendung eines so genannten „z-flying focal spot“. Bei dieser Technologie führt eine dichtere Abtastung zu einer besseren Auflösung in z-Richtung als die eigentliche Detektorhardware (d. h. der Abstand der Detektorreihen in z-Richtung). Diese verbesserte z-Auflösung wird dadurch erreicht, dass die z-Position des Brennflecks bei jeder zweiten Projektion geändert wird, wodurch „Zwischen“-Rohdaten erzeugt werden, wie in dieser Abbildung dargestellt: Die an der Fokusposition 2 erzeugten Projektionen überschneiden sich mit denen an der Fokusposition 1, erzeugen aber eine dichtere Abtastung in z-Richtung zumindest in der Nähe der Drehachse.

Ein Bild, das Reihe, parallel, Diagramm enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

Flying focal spots können anhand ihrer Bewegungsrichtung kategorisiert werden:

**z-Flying Focal Spots:**

In diesem Fall bewegt sich der Brennfleck entlang der z-Achse (der Längsachse des Scanners, parallel zum Körper des Patienten). Diese Technik verbessert die Auflösung und reduziert Artefakte in z-Richtung, was besonders bei Dünnschichtaufnahmen und volumetrischen Scans nützlich ist.

**x/y-Fliegender Brennfleck:**

Hier bewegt sich der Brennfleck in der Transversalebene, die sowohl die x-Achse (Links-Rechts-Richtung) als auch die y-Achse (anterior-posteriore Richtung) umfasst.

Diese Technik verbessert die räumliche Auflösung in der Ebene und kann zu einer besseren Differenzierung feiner Details innerhalb der Schichtebene beitragen.

# Warum ist die Bildqualität von CBCT-Aufnahmen schlechter als die von MDCT-Scans? Schärfe oder Kontrast? Was ist übrigens CBCT (cone beam CT) und wo gibt es diese Systeme?

Schlechtere Bildqualität der CBCT:

* **Schärfe**: Nur eine einzige Rotation, die länger dauert, daher anfälliger für Bewegungsartefakte und geringere räumliche Auflösung (nur eine Rotation)
* **Kontrast**: höheres Rauschen aufgrund der geringeren Strahlendosis, MDCT-Systeme haben in der Regel bessere Detektoren mit höherem Dynamikbereich, was eine bessere Differenzierung der Gewebedichte ermöglicht.

Cone-Beam-CT-Aufnahmen mit einem Flat-Panel-Fluoroscopy-/Angiographiesystem, das auch bei Strahlentherapiegeräten zur Patientenpositionierung eingesetzt wird, gehen sogar noch einen Schritt weiter: Sie verwenden einen normalen Flat-Panel-Detektor, um Bilder aus vielen verschiedenen Winkeln aufzunehmen, und führen dann eine 3D-Rekonstruktion durch, die der eines speziellen MDCT-Scanners sehr ähnlich ist. Während der Drehung (in der Regel etwas mehr als 200 Grad) erzeugt die Röntgenröhre eine schnelle Reihe sehr kurzer Impulse, und der Flat-Panel-Detektor nimmt mehrere hundert Projektionsbilder aus verschiedenen Winkeln auf. Dies ist für die interventionelle Radiologie sehr hilfreich, da die 3D-Volumina während des Verfahrens mit demselben Gerät gescannt werden, das auch für den bildgesteuerten Eingriff verwendet wird. Es ist nicht erforderlich, vor dem Eingriff einen CT-Scan durchzuführen, und in jeder Phase des Eingriffs können dreidimensionale Bilder erstellt werden.

# Würden Sie vorschlagen, dass ein Krankenhaus einen Scanner der vierten Generation anschaffen sollte? Argumentieren Sie dafür oder dagegen!

Nein, die 4. Generation ist historisch wie die 1. und 2. Die Idee der 4. Generation war die Verwendung eines festen Detektorrings (wie bei Emissions-Tomographen in der Nuklearmedizin) und einer rotierenden Röntgenröhre:

Diese Geometrie hat mehrere Probleme. Zum einen ist es schwierig, die Hardware zu konstruieren, wenn sich die Röhre schnell drehen soll, da der Detektor nicht als Gegengewicht verwendet werden kann.

Aus Sicht des Strahlenschutzes und der Dosiseffizienz ist dieses Hardwarekonzept umständlich, da das Antistreugitter und/oder die Septen zwischen den einzelnen Detektorelementen, die ein Übersprechen aufgrund von Röntgenfluoreszenz und im Detektormaterial gestreuten Röntgenphotonen verhindern, nicht auf den Brennpunkt, sondern auf das Isozentrum ausgerichtet werden müssen: Dies führt zu einer geringen geometrischen Effizienz aufgrund der Abschwächung/Abschattung des Nutzsignals insbesondere in den äußeren Bereichen des Fächerwinkels.

Ein Bild, das Zeichnung, Kreis, Diagramm, Entwurf enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

# Warum verwenden wir meistens den Helix-Modus? In welchen (seltenen) Fällen ist S-&-S viel besser? Hinweis: Dies hängt von dem verfügbaren Scanner ab.

Erfassungsvolumen (=Länge). Ist das zu scannende Volumen länger als die maximale Detektorbreite, muss der z-Bereich erweitert werden, indem entweder

* einen Bildstapel N \* T bei ruhendem Objekt scannen und dann das Objekt durch Bewegen des Tisches weiterbewegen. Dies wird als „Step-and-Shoot“- oder Axial-Scan-Modus bezeichnet
* kontinuierliche Bewegung des Patienten durch die Gantry während des Scannens: helikales (=spirales) Scannen

Der axiale Scanmodus wird meist in Fällen angewendet, in denen eine einzige Drehung ausreicht, um die erforderliche Scanlänge abzudecken. Dies ist in der Regel bei sehr kurzen Scanlängen der Fall und (oder) bei MDCT-Scannern, die ein sehr breites Detektor-Array verwenden, sowie bei Cone-Beam-Aufnahmen mit einem Flat-Panel-Detektor für Fluoroskopie/Bildgebung. Jeder moderne Scanner ist auch in der Lage, ein größeres Volumen abzutasten, indem er mehrere aufeinanderfolgende Aufnahmen im Step-and-Shoot-Verfahren durchführt. Heute werden die meisten Volumenaufnahmen im Helix -Modus durchgeführt.

Beim axialen Scannen ist die Dosiseffizienz besser als beim spiralförmigen Scannen, da die gesamte gescannte Länge rekonstruiert werden kann. Es ist kein Over-Ranging wie bei der Spiralabtastung erforderlich.

Die Hauptvorteile des helikalen Scannens sind

* kürzere Untersuchungszeiten und damit weniger Probleme mit Bewegungsartefakten durch den Patienten oder, was noch wichtiger ist, durch Organbewegungen wie Atmung oder sogar Herzschlag.
* Möglichkeit eines noch schnelleren Scannens durch die Verwendung größerer Pitches
* Konsistentere 3D-Bildinformationen des gescannten Volumens, da Bilder an jeder beliebigen Z-Achsen-Position rekonstruiert werden können

Helikale Scans sind bei CBCT nicht möglich, daher müssen wir Step-and-Shoot-Verfahren verwenden.

# Können Sie das Problem des Kegelstrahls im S&S-Modus erklären? Übrigens, verwenden wir im Helical-Modus tatsächlich sehr große Kollimationen (N\*T), oder gibt es auch ein Problem mit der Dosiseffizienz?

Bei größeren z-Ausdehnungen der MDCT- oder Flat-Panel-CBCT-Detektoren ist das Volumen, das aus einer Drehung im Step-and-Shoot-Modus rekonstruiert werden kann, nicht mehr zylindrisch. Betrachten wir zwei entgegengesetzte Projektionen, eine von oben und eine von unten. Diese Situation tritt bei jeder Projektion auf, bei jedem Drehwinkel α und der Gegenprojektion bei 180°+α:

Ein Bild, das Diagramm, Reihe enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

Die Überlappung der beiden Projektionen ist grau hervorgehoben. Sie stellt die Fläche (und das Volumen) dar, die mit angemessener Bildqualität rekonstruiert werden kann. In dem in der Abbildung dargestellten zweidimensionalen Fall haben 2 abgeschwächte Röntgenstrahlen aus entgegengesetzten Richtungen diesen Bereich abgetastet. In den Bereichen, die nur von einer der beiden Projektionen abgetastet werden (mit einem roten Sternchen \* gekennzeichnet), wäre die Bildqualität beeinträchtigt, da nur die Hälfte der Projektionen erfasst wird; außerdem ist die z-Abtastung aufgrund der Strahldivergenz schlecht. Es gibt auch ein Problem mit der Dosiseffizienz: die Bereiche, die nur in einer Projektion erfasst werden, erhalten eine Strahlendosis, die nicht zu einem Bild beiträgt.

Es ist ein Problem, wenn nachfolgende Scans „zusammengenäht“ werden sollen, um ein Volumen abzudecken, das größer ist als das rekonstruierbare Volumen aus einer Rotation.

Die praktische Lösung: Wenn ein größeres Volumen abgedeckt werden muss, ist der Helical-Modus bei MDCT-Scannern das Scan-Verfahren der Wahl. Bei Flat-Panel-Cone-Beam-Scans müssen die Bilder aus zwei (Teil-)Rotationen zusammengefügt werden, und es muss in Kauf genommen werden, dass es eine Überlappung gibt, d. h. eine Region, die zweimal gescannt wird.

Beim Step-and-Shoot-Scannen oder axialen Scannen ist der maximale Patientenvorschub von einer Aufnahme zur nächsten immer durch die Anforderung begrenzt, Lücken zwischen den benachbarten Aufnahmen zu vermeiden. Bei kleinen Gesamtkollimationen N\*T beträgt der Tischvorschub N\*T, da die rekonstruierten Volumina Zylinder mit einer Gesamtlänge von Δz=n\*T sind. Bei größeren Gesamtkollimationen (größerer Anzahl von Slices) kann der Cone-Beam-Effekt bei der mathematischen Rekonstruktion nicht mehr ignoriert werden, so dass das rekonstruierbare Volumen eher rautenförmig als zylindrisch wird. Daraus ist zu schließen, dass der maximale Tischvorschub gleich oder kleiner als N\*T ist.

# Was ist ein Pitch-Faktor in der CT? Erinnern Sie sich, dass einige Scanner einen Pitch von 3-Punkt-irgendwas (leicht <4) verwenden können? Wie können sie dies erreichen? Was ist der „normale“ maximale Pitch?

Beim Helix-Scan werden die Daten kontinuierlich während der Rotation des Röntgenstrahlquellen-/Detektorsystems gemessen, wobei der Patient kontinuierlich durch die Gantry bewegt wird. Eine schnellere Bewegung des Patienten, die die Spirale streckt, führt nicht zu Dateninkonsistenzen oder Lücken wie im axialen Modus, vorausgesetzt, sie ist nicht zu schnell.

Pitch = (Tischweg pro Umdrehung)/(Röntgenstrahlbreite N\*T)

Bei Single-Source-Scannern, die mit einer Röntgenquelle und einem entsprechenden Detektorbogen ausgestattet sind, ist 2 der maximale Pitch; bei einem Pitch >2 würde die Rekonstruktion nicht funktionieren, da die Abtastdichte in z zu gering wäre.

Der maximale Pitch von 2 spiegelt wider, dass eine halbe Drehung (180°) ausreicht, um das Volumen abzutasten. Im Helix-Modus wird diese „Redundanz“ ausgenutzt, um den Pitch zu erhöhen.

Werden 2 Röhren gleichzeitig verwendet, werden alle 360° innerhalb von etwas mehr als einer halben Umdrehung abgetastet. Wären die Detektoren in einem Winkel von genau 90° angeordnet, würde eine Vierteldrehung 180° an Daten erfassen. Daraus ergibt sich ein maximaler Pitch-Faktor von etwas weniger als 4. Dies ermöglicht in Kombination mit einer breiten Kollimation sehr schnelle Scans. Das neueste Dual-Source-Scanner-Modell, das diese Technologie verwendet, erreicht eine maximale Scangeschwindigkeit von >700 mm pro Sekunde und einen Pitch von 3,2.

Pitch-Faktoren < 1 verwendet, die einer „komprimierten Spirale“ oder einem überlappenden Scannen entsprechen. Dies führt zu einer Überabtastung in z-Richtung und damit zu sehr hochauflösenden Scans.

# Warum verfügen Scanner über eine automatische Tube-Current-Modulation? Es ist wichtig, zwischen longitudinaler und angularer TCM zu unterscheiden! Warum sind sie einerseits ein nützliches Werkzeug zur Reduzierung von Artefakten und andererseits zur Reduzierung der Patientendosis, insbesondere bei langen Scanbereichen?

**Angular TCM**

|  |  |
| --- | --- |
| Die angular TCM passt den Röhrenstrom in Abhängigkeit vom Azimutwinkel während einer Rotation an, da die Abschwächung auch stark vom Projektionswinkel in vielen Objekten oder Körperteilen abhängt, da der menschliche Körper typischerweise oval und nicht kreisförmig ist.  Das niedrigere Detektorsignal in der lateralen Richtung führt zu höherem Bildrauschen. Dies wird als structured noise bezeichnet, da es nicht homogen ist und als Streifen wahrgenommen wird. Wenn der Röhrenstrom (mA) in Abhängigkeit vom Rotationswinkel der Röhre variiert wird, kann die Variation der (durchschnittlichen) Abschwächung mit dem Azimutwinkel kompensiert werden, und die Streifen verschwinden. TCM wurde also tatsächlich auch zur Artefaktreduzierung entwickelt, zumindest die angulare Röhrenstrommodulation. |  |

**Longitudinal TCM**

Dabei handelt es sicht um die Variation des Röhrenstroms in Abhängigkeit von der z-Position. Betrachten wir einen Scan des Rumpfes (Thorax und Abdomen). Im Thorax ist die Abschwächung aufgrund der Lungen viel geringer als im Abdomen und im Becken/Hüftbereich. Nun denken wir an einen schnellen Scan, z. B. bei einem schwer verletzten Patienten, der den gesamten Rumpf abdeckt. Wenn der Röhrenstrom (mA) im gesamten Scan konstant bleibt, wie bei einem gewöhnlichen Scanmodus ohne TCM, ist die Röhrenleistung im Thoraxbereich und im Abdomen gleich.

Der erforderliche mAs-Wert (und damit der mA-Wert) wird dann durch den Bereich mit maximaler Abschwächung bestimmt, da die Bildqualität in diesem Bereich ebenfalls gut sein muss. Alle Bereiche mit geringerer Abschwächung erhalten somit eine viel höhere Dosis als notwendig. Während die angulare TCM primär zur Artefaktreduzierung entwickelt wurde, ist die longitudinale TCM ein echte Dosisersparnis.

Sie trägt dazu bei, das Rauschlevel über die gesamte Körperlänge auszugleichen, insbesondere bei langen Scans, bei denen die Lunge eine Rolle spielt.

Was die Bildqualität betrifft: Angulare TCM erzielt eine bessere Bildqualität in Fällen, bei denen verschiedene Projektionswinkel zu großen Schwankungen der Detektorsignale führen würden. Longitudinale TCM sorgt für eine ähnliche Bildqualität (Rauschpegel) in Körperbereichen mit unterschiedlicher Abschwächung.

# Warum brauchen wir Rekonstruktionen mit unterschiedlichen Slice-Thickness? Wissen Sie noch, wie die Slice-Thickness definiert und erzeugt wird? Hinweis: Dies ist bei Helix- und S&S-Rekonstruktionen unterschiedlich! Eine knifflige Frage für Profis: Schon mal vom Slice-Sensitivity-Profile gehört?

**Slice Thickness** beschreibt die Dicke der einzelnen "Scheiben", aus denen ein CT-Bild zusammengesetzt wird. Bei der Rekonstruktion hat jedes Slice am Ende die gleiche Thickness. Die Thickness ist direkt über die physische Geometrie des CT-Systems gebunden.

Helix:

* Die Slice Thickness wird durch die Breite des Detektorrings und die Geschwindigkeit der Spiralbewebung bestimmt.

S&S:

* Die Slice Thickness wird durch die Breite des Detektorrings bestimmt.

Bei der dünnen Rekonstruktion können kleine kontrastreiche Details wie Knochenstrukturen und damit Pathologien wie Knochenbrüche besser erkannt werden. Da das Bildrauschen bei dickeren Rekonstruktionen viel geringer ist, werden Weichteilpathologien (wie z. B. Blutungen, Weichteiltumore usw.) aufgrund des geringeren Bildrauschens besser erkannt.

Es gibt verschiedene Möglichkeiten, Slices zu erzeugen, die dicker sind als die tatsächliche Detektorauflösung/-breite. In der einfachsten Implementierung können Rohdaten aus benachbarten Detektorreihen summiert oder gemittelt werden (entweder bei der Erfassung oder später bei der Rekonstruktion). Auf diese Weise können sehr einfach Slices mit Dicken erstellt werden, die einem Vielfachen der ursprünglichen Rohdatenbreite entsprechen (2-, 3-, 4-, ...-fach). Dies könnte auch im Step-and-Shoot-Modus erfolgen. In den letzteren Ansatz fällt auch eine Methode namens „Z-Filtering“. Dabei werden die Rohdaten in z-Richtung (also entlang benachbarter Detektorzeilen) mit einem nahezu rechteckigen Filter gefiltert, dessen Breite der gewünschten Slice-Thickness entspricht. Diese Methode wird in modernen CT-Scannern im Spiralmodus eingesetzt, um während der Rekonstruktion die Schichtdicke zu erzeugen.

Es lässt sich zeigen, dass die z-Auflösung (fast) gleich der von Step-and-Shoot ist.

# Sind Slice Spacing und Slice-Thickness immer identisch? Wenn nicht, welche ist größer? Warum? Tipp: Schon mal vom Nyquist-Shannon-Theorem gehört oder an In-Plane-Noise und/oder Reformatting gedacht?

Slice Spacing und Slice-Thickness sind bei der CT-Bildgebung nicht immer identisch. Normalerweise kann Slice Spacing kleiner als die Slice-Thickness sein.

**Slice-Thickness:**

* Bezieht sich auf die physikalische Breite jeder Slice, die während eines CT-Scans erfasst wird.
* Sie wird durch die Kollimation und die Einstellungen des CT-Scanners bestimmt.
* Dickere Schichten bedeuten, dass jede Slice ein größeres Gewebevolumen erfasst, was das Bildrauschen verringern, aber zu einem Verlust der räumlichen Auflösung führen kann.

**Slice Spacing:**

* Bezieht sich auf den Abstand zwischen den Mittelpunkten benachbarter Slices.
* Kann gleich oder kleiner als die Slice Thickness sein, insbesondere wenn überlappende Slices verwendet werden.

**Nyquist-Shannon-Theorem:**

* Dieses Theorem besagt, dass zur genauen Rekonstruktion eines Signals dieses mindestens doppelt so hoch wie die höchste im Signal vorhandene Frequenz abgetastet werden muss.
* Im Kontext der CT-Bildgebung hilft die Verwendung eines kleineren Slice Spacing (häufigere Abtastung) dabei, ein Bild mit höherer Auflösung zu rekonstruieren und Aliasing-Artefakte zu vermeiden.

**In-Plane-Noise:**

* Wenn das Slice Spacing kleiner ist, erhöht sich die Anzahl der Proben, was dabei hilft, das Rauschen auszugleichen.
* Überlappende Slices (kleineres Spacing als Thickness) können das Signal-Rausch-Verhältnis SNR verbessern und zu klareren Bildern führen.

**Reformatting:**

* Ein kleineres Slice Spacing ermöglicht eine bessere Qualität bei multiplanaren Rekonstruktionen (MPR) und 3D-Reformatting.
* Es stellt sicher, dass die interpolierten Slices über genügend Daten verfügen, um qualitativ hochwertige Bilder in verschiedenen Ebenen (koronal, sagittal) und 3D-Modellen zu erstellen.
* Dünnere Slices verbessern die Detailliertheit und Genauigkeit neu formatierter Bilder.

# Warum wurde das Konzept adaptiver Detektorarrays aufgegeben?

Adaptive Detektorarrays wurden in den frühen Tagen der MDCT-Scanner verwendet. Anders als moderne Scanner mit pixelated Detektorarrays, tasten sie unabhängig von der Slice Thickness dieselbe maximale Anzahl von Schichten gleichzeitig ab. Während ein moderner Scanner mit einem 20 mm breiten Array damit beispielsweise 40 Schichten mit 0,5 mm, 20 mit 1 mm oder 4 Schichten mit 5 mm rekonstruieren kann, ist dies bei adaptiven Arrays nicht der Fall, da die Detektorbreite zu den Detektorrändern hin zunimmt.

Pixelated: viel flexibler

Alle Detektorreihen werden einzeln ausgelesen und bilden das Sinogramm. Dies erzeugt eine riesige Signalmenge, die digitalisiert und die Daten an ein Speichergerät übertragen werden müssen. Dies war bei frühen Geräten ein Bottleneck.

# Versuchen Sie 3 oder 4, notwendige Korrekturen der Rohdaten vor der Rekonstruktion zu benennen

Die wichtigsten Korrekturen betreffen

* **Beam Hardening Correction (Korrektur der Strahlaufhärtung)**
  + Problem: Röntgenstrahlen, die bei CT-Scans verwendet werden, bestehen aus einem Spektrum von Energien. Photonen mit niedrigerer Energie werden leichter absorbiert als Photonen mit höherer Energie, wodurch der Strahl beim Durchgang durch das Gewebe „verhärtet“. Dies kann zu Artefakten und Ungenauigkeiten wie dunklen Streifen oder Bändern führen. Wenn der Strahl härter wird, verringert sich die Dämpfung. Wenn die Dämpfung aufgrund der Strahlaufhärtung abnimmt, ist ein gemessener Dämpfungskoeffizient zu klein. Mit anderen Worten: Verhärtete Strahlung führt zu niedrigen Dämpfungskoeffizienten und damit zu falschen Voxelwerten des entsprechenden Gewebeelements.
  + Korrektur: Algorithmen zur Korrektur der Strahlaufhärtung passen die Daten an, um diese Änderung der Strahlqualität zu berücksichtigen, häufig durch Verwendung vordefinierter Modelle, wie unterschiedliche Gewebe das Röntgenspektrum beeinflussen. Dies trägt zur Erstellung gleichmäßigerer und genauerer Bilder bei.
* **Rauschreduzierung**: Bildrauschen reduziert das Signal-Rausch-Verhältnis und verringert somit die Erkennbarkeit von geringem Kontrast. Im normalerweise verwendeten Dosisbereich ist die Hauptkomponente des Rauschens das Poisson-Rauschen. Im sehr niedrigen Dosisbereich werden andere Rauschquellen wichtig, wie etwa elektronisches Rauschen. Rauschen kann durch verschiedene Algorithmen gemildert werden; z.B. Adaptive Filtering. „Adaptive Filtering“ stellt eine Klasse von Algorithmen dar, die die Stärke der Rauschunterdrückung and den Bildinhalt „anpassen“ – entweder im Rohdatenraum oder im Bildraum. Die Idee von Adaptive Filtering ist, dass sich Rauschunterdrückung auf feine Details auswirkt und sie unterscheidet sich dabei von einfacher Rauschreduzierung, wie etwa einfacher „Glättung“, die durch Tiefpassfilterung im Frequenzraum erreicht wird. Bei der CT-Rekonstruktion ist dies lediglich der Unterschied zwischen der Verwendung von "weicheren" und "härteren" Kerneln: Härtere Kernel behalten oder verstärken sogar hohe räumliche Frequenzen, d. h. kleine Details
* **Detector Crosstalk and Afterglow corrections**
  + Detector Crosstalk: Dies geschieht, wenn Röntgenphotonen, die von einem Detektorelement erfasst werden, überlaufen und das von benachbarten Detektoren gemessene Signal beeinflussen können. Dies kann zu Artefakten im rekonstruierten Bild führen, z. B. Streifen oder Unschärfe.
  + Als Afterglow bezeichnet man die anhaltende Lichtemission des Detektormaterials nach Beendigung der Röntgenaufnahme. Dieses verzögerte Signal kann ebenfalls zu Bildartefakten führen, insbesondere in Regionen mit hoher Röntgenintensität.
* **Scatter Correction** (Streukorrektur): Das am Detektor gemessene Signal wird zur Berechnung des Dämpfungsprofils ln(I\_0 /I) verwendet. Allerdings ist I tatsächlich I+I(Streuung). Dies führt zu Artefakten und falschen CT-Voxelwerten – daher ist eine Korrektur erforderlich. Bei Dual-Source-Scannern ist die Streukorrektur noch wichtiger. Die Einführung einer erweiterten Streukorrektur hat die Bildqualität und die Genauigkeit der HU-Werten bei aktuellen Dual-Source-Scannern deutlich verbessert.

# Erklären Sie das Sinogramm

Das Ergebnis des CT-Messvorgangs wird als Sinogramm bezeichnet. Das Sinogramm ist nichts anderes als die Rohdaten als ln(I\_0/I), angeordnet in einer zweidimensionalen Matrix. Jede Zeile entspricht einem Dämpfungsprofil als Funktion der Detektornummer. Jede Spalte entspricht dem Messwinkel.

Ein Bild, das Screenshot, medizinische Bildgebung, Text, Radiologie enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

Das Sinogramm in dieser einfachen Form ist von 180 bis 360 Grad redundant, da die zweite Hälfte der Drehung zu denselben Dämpfungsprofilen führt; nur die Richtung der einzelnen Röntgenstrahlen wird umgekehrt. Daher wird ein Sinogramm meist von 0 bis 180 Grad aufgezeichnet. Mathematisch stellt das Sinogramm alle Linienintegrale durch das Objekt f(x, y) dar, was als Radon-Transformation bezeichnet wird. Wir möchten also das Objekt (Bild) aus der gemessenen Radon-Transformation berechnen. Mathematisch ausgedrückt möchten wir die Radon-Transformation invertieren. Dies wird als Rekonstruktion bezeichnet und es stehen mehrere mathematische Optionen zur Verfügung, um diese Aufgabe auszuführen. Hier beschreiben wir nur einige einfache Implikationen, wie die Radon-Transformation invertiert wird, d. h. wie die Rekonstruktion durchgeführt wird.

Ein einfacher Punkt führt zu diskreten Sinuswellen im Sinogramm. Betrachten Sie ein Objekt, das aus zwei Punkten besteht, und das zugehörige Sinogramm (diesmal von 0 bis 360 Grad Drehung):

Ein Bild, das Screenshot, Schwarz enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

# Wie kann die Natur des Sinogramms leicht ausgenutzt werden, um Quanten-Starvation-Artefakte (Beam-extinction, „streak“) von kleinen Metallobjekten zu finden und zu korrigieren

Die Artefakte, auf die dies zutrifft, werden durch (kleine) Metallobjekte oder andere Materialien mit hoher Ordnungszahl verursacht. Diese Objekte schwächen alle durch sie hindurchgehenden Röntgenstrahlen sehr stark ab oder absorbieren die Röntgenstrahlen sogar vollständig. Sie werden als Quantenstarvation oder Metallartefakte bezeichnet. Quantenstarvation bedeutet, dass der Detektor „verhungert“, d. h. kein Signal oder nur ein sehr, sehr kleines Signal empfängt. Da dies alle Strahlen betrifft, treten Artefakte nicht nur in der unmittelbaren Nähe des entsprechenden Objekts auf, sondern auch entlang der entsprechenden Strahlen.

Diese kleinen Metallteile sind im Sinogramm zu sehen. Die von ihnen erzeugte Signalauslöschung hat die Form einer Sinuswelle mit sehr geringem oder fast keinem Signal. Sie sind sehr leicht zu erkennen. Das Signal dort kann nicht wiederhergestellt werden, aber es kann ein Interpolationsalgorithmus angewendet werden, der diese „weißen Sinuskurven“ in den Rohdaten interpoliert. Dadurch werden die Artefakte in Bildbereichen, die etwas weiter vom artefaktverursachenden Metall entfernt sind, stark reduziert.

Sie erzeugen damit synthetische Rohdaten, indem sie eine sogenannte Vorwärtsprojektion vom Bild durchführen (Sinogramm erzeugen), es korrigieren und das Bild erneut rekonstruieren. Diese Schleife aus Vorwärtsprojektion (Erzeugung künstlicher Rohdaten), Korrektur und Rückprojektion (Rekonstruktion) ist auch in einigen iterativen Rekonstruktionsalgorithmen implementiert, die bei der CT-Rekonstruktion verwendet werden.

# Bow-tie what?

Zentrale Strahlen werden durch einen typischen Patientenquerschnitt am stärksten verhärtet und am stärksten gedämpft. Dies kann durch eine einfache Hardware kompensiert oder zumindest gemildert werden, nämlich durch einen Filter, der in der Mitte dünn und am Rand dicker ist: ein „Bow Tie“-Filter. Somit wird eine einfache mechanische/hardwaretechnische Komponente im Scanner verwendet, um die Rohdaten konsistenter zu machen und die Schwere der Probleme in den Rohdaten zu verringern, die korrigiert werden müssen.

Ein Bild, das Reihe, Diagramm, Design enthält.

Automatisch generierte BeschreibungDer zentrale Strahl (rot im Bild) wird aufgrund des längsten Dämpfungswegs durch den Patienten (hier ein wassergefülltes zylindrisches Phantom) nicht nur am stärksten gedämpft, er wird auch am stärksten verhärtet.

Das daraus resultierende Artefakt wird als „Cupping-Artefakt“ bezeichnet: Im rekonstruierten Bild wird die Dämpfung im Zentrum am stärksten unterschätzt, wenn keine Korrektur auf die Rohdaten angewendet wird.

CT-Systeme verwenden eine recht starke Vorfilterung des primären Röntgenstrahls. CT-Scanner verwenden auch eine winkelabhängige Vorfilterung. Die Dicke des Vorfilters hängt vom Winkel relativ zum zentralen Strahl im Röntgenfächer ab. Diese Filter werden Bow-Tie-Filter genannt, weil ihre Form an eine Fliege erinnert.

Die Idee hinter der Verwendung dieser geformten Filter ist zweifach:

1. Der Bow-Tie-Filter reduziert den Dynamikbereich des Signals auf dem Detektor. Ohne Bow-Tie-Filter wäre das Signal (Detektor-Einfallsdosis) in der Peripherie um Größenordnungen größer als in der Mitte. Dies ist eine unnötige technische Komplikation, die den tatsächlichen Dynamikbereich des Nutzsignals reduziert. Der Bow-Tie-Filter hilft also, das Signal in den äußeren peripheren Detektoren zu reduzieren.
2. Der Bow-Tie-Filter lindert das Problem der Strahlaufhärtung (beam hardening). Da der Filter dort am dünnsten ist, wo der Querschnitt des Patienten am dicksten ist, nämlich in der Mitte, und am dicksten in der Peripherie, wo die dämpfende Weglänge beim Patienten am geringsten ist, wird er den Unterschied in der Strahlaufhärtung ein wenig verringern und somit die Schwere des Problems der Aushöhlung und anderen Artefakten wie Streifen und dunkle Streifenbildung abmildern.

# Erklären Sie das Prinzip und die Grenzen der Beam Hardening Correction anhand eines einzigen Parameters, nämlich der Strahldämpfung (Beam Attenuation). Warum wird sie normalerweise „Wasserkorrektur“ genannt?

Zunächst sei darauf hingewiesen, dass es sich bei dieser Art der Korrektur um eine Einparameterkorrektur handelt. Das heißt, es wird nur ein einziger Parameter verwendet, um den Grad (Faktor) der Korrektur zu definieren, die auf jede einzelne Detektormessung angewendet wird.

Dieser eine einzelne Parameter ist die logarithmische Dämpfung ln(I\_0/I).

Je länger der Dämpfungsweg ist (je mehr Dämpfung auftritt), desto stärker ist die auftretende Strahlaufhärtung. Je härter der Strahl wird, desto geringer ist die Dämpfung auf demselben Weg durch das Objekt. Dies führt zu einer stärkeren Unterschätzung der monoenergetischen Röntgendämpfung µ, die zur Berechnung des Voxelwertes erforderlich ist. Diese Unterschätzung zeigt sich in einem hypodenseren (dunkleren) Erscheinungsbild des Voxels im unkorrigierten Bild: Der berechnete HU-Wert ist zu klein.

Die Berechnung der Korrekturfaktoren aus einem Dämpfungswert ln(I\_0/I) ist einfach. Für diese Berechnung benötigt man lediglich die spektrale Form des einfallenden Spektrums, die Energieantwortfunktion des Detektors und eine Annahme, welches Material als dämpfendes Objekt verwendet wurde. Der Korrekturfaktor ist nur eine Funktion der Dämpfung, vorausgesetzt, dass eine einfache Beziehung zwischen der Unterschätzung und dem Dämpfungsbetrag besteht.

Hier liegt die größte Einschränkung: Es ist notwendig, ein Material zu definieren, das zur Bestimmung des Korrekturfaktors verwendet werden soll. Unterschiedliche Materialien zeigen bei gleicher Gesamtdämpfung eine unterschiedliche Strahlaufhärtung.

Materialien oder Gewebe im gescannten Objekt oder Patienten mit einer höheren (effektiven) Ordnungszahl härten den Strahl bei gleicher Gesamtdämpfung also stärker auf als Materialien mit niedrigerer Ordnungszahl. Oder anders ausgedrückt: Derselbe Messwert aus dem Sinogramm (ln I\_0/I) müsste anders korrigiert werden, wenn die Dämpfung durch einen dünnen Knochen, einen dicken Muskel oder anderes Weichgewebe oder durch Jod als Kontrastmittel erfolgt wäre.

Da der menschliche Körper zum größten Teil aus Wasser besteht, geht die Beam Hardening Correction davon aus, dass eine Strahlaufhärtung durch Wasser stattgefunden hat. Daher wird sie beispielsweise das Bild des Wasserphantoms perfekt korrigieren und bei allen Dämpfungen, die durch weiches Körpergewebe wie Organparenchym oder Muskeln verursacht werden, recht gut funktionieren.

Die Beam Hardening Correction ersetzt die gemessene logarithmische Dämpfung im Sinogramm durch den Wert, der in einem monoenergetischen Fall unter Annahme einer Dämpfung durch Wasser gemessen worden wäre.

# Können Sie Beam Hardening Artefacts in CT-Bildern finden und diese von Quantenstarvationsartefakten unterscheiden?

Sehen wir uns nun CT-Bilder an, die die typischen Beam Haredning Artefakte zeigen. Erinnern wir uns zunächst daran, dass der Grund, warum wir diese im Bild sehen, nicht unbedingt auf Strahlaufhärtung zurückzuführen ist, da immer eine Beam Haredning Korrektur angewendet wird. Der Grund dafür ist das Versagen der Strahlaufhärtungskorrektur, die Strahlaufhärtung durch Gewebe oder Materialien mit einer (effektiven) Ordnungszahl, die sich von der von Wasser unterscheidet, richtig zu behandeln.

Ein Bild, das Text, Grafiken enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

Strahlhärtungsartefakte erscheinen typischerweise als Streifen, dunkle Bänder oder Cupping-Artefakt. Streifen treten häufig zwischen dichten Objekten auf (z. B. Metallimplantaten oder Knochen) auf, während Cupping-Artefakte dazu führen können, dass die Mitte eines Objekts dunkler erscheint als seine Ränder.

In der Literatur werden Quantum Starvation- und Streuartefakte häufig mit Beam Hardening Artefakten verwechselt. Werfen wir also einen kurzen Blick auf diese Art von Artefakten. Tatsächlich treten sie in vielen Bildern Hand in Hand auf. „Quantum Starvation“-Artefakte treten auf, wenn ein großer Teil des entsprechenden Strahls größtenteils oder vollständig absorbiert wird. In diesem Fall fehlt das Signal entlang des gesamten Strahls, was zu einem Bildartefakt führt, bei dem der entsprechende Strahl „verloren“ geht:

Quanten-Starvation-Artefakte sind immer mit der Compton-Streuung verbunden. Gestreute Photonen verursachen den größten Fehler, wenn das gestreute Photon in einigen Detektorelementen landet, die sonst nur sehr wenige Photonen gemessen hätten. Insbesondere wenn ein Metallimplantat alle Photonen blockiert, erkennt das entsprechende Detektorelement nur gestreute Photonen. Bei stark gedämpften Röntgenstrahlen führen Beam Hardning und Streuung dazu, dass mehr Photonen als erwartet erkannt werden, was zu dunklen Streifen entlang der Linien der größten Dämpfung führt, neben weißen Streifen, die eine extrem hohe Dämpfung anzeigen.Ein Bild, das Screenshot, Text, Schwarzweiß, monochrome Fotografie enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

# Wenn Sie über Artefakte sprechen: Nennen und erklären Sie andere Arten von Artefakten. Schon mal von Windmill- oder Partial-Volume-Artefakten gehört? Oder von structured Noise?

**Windmill-Artefacts:**

Bei der CT-Bildgebung ist das Windmill-Artefakt eine Bildverzerrung in der axialen Ebene, die bei spiralförmigen Mehrdetektoraufnahmen auftritt. Das verräterische Erscheinungsbild ist durch gleichmäßig verteilte helle Streifen gekennzeichnet, die von einer fokalen Struktur mit hoher Dichte abweichen. Die Streifen scheinen zu rotieren, während sie durch die betroffenen Slices hin und her scrollen – daher der Name.

Das Windmill-Artefakt wird durch unzureichende Datenabtastung in der Z-Ebene verursacht, da bei jeder Drehung des Stativs mehrere Detektorreihen die Rekonstruktionsebene schneiden. Mit zunehmendem spiralförmigem Pitch nimmt auch die Anzahl der Detektorreihen zu, die dieselbe Bildebene schneiden, was zu einer erhöhten Anzahl von Streifen führt. Das Windmill-Artefakt kann daher entweder durch Verringerung des Pitch oder durch Verwendung einer axialen Aufnahmetechnik gemildert werden.

**Partial-Volume Artefakt**

Ein partial volume Artefakt tritt auf, wenn Gewebe mit sehr unterschiedlicher Absorption auf demselben

CT-Voxel liegen, wodurch eine Strahldämpfung proportional zum Durchschnittswert dieser Gewebe entsteht. Die neueste Generation von CT-Scannern mit einer damit verbundenen Reduzierung des Volumens eines Voxels hat das Auftreten dieses Artefakts erheblich reduziert.

Die partielle Volumenmittelung ist insbesondere bei der CT-Angiographie problematisch (z. B. Fehldiagnose eines scheinbaren Kontrastmittelfüllungsdefekts, der durch das Artefakt als Lungenembolie verursacht wird). Daher wird die Verwendung von Dünnschichtrekonstruktionen (1–1,5 mm) empfohlen, wenn die Auswirkungen dieses Artefakts nicht vernachlässigbar sind.

Ein Bild, das Text, Design enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

**Structured Noise:**

Das schwächere Detektorsignal in seitlicher Richtung führt zu stärkerem Bildrauschen in dieser Richtung. Dies wird als „structured noise“ bezeichnet, da es nicht homogen ist und als Streifen wahrgenommen wird.

Nichtlineare Rekonstruktionsalgorithmen können zu Rauschungleichmäßigkeiten führen, d. h. die Rauschintensität variiert im Bild je nach regionaler Struktur. Gleichmäßige Bildbereiche weisen im Allgemeinen geringere Rauschpegel auf als stark strukturierte Bereiche.

# Was ist die Grundidee der adaptiven Filterung? Versuchen Sie, einen möglichen Algorithmus zu erklären!

Zunächst müssen wir verstehen, dass Bildrauschen aufgrund von Quantenrauschen (auch Poisson-Rauschen oder „shot noise“ genannt) und im niedrigen bis ultraniedrigen Dosisbereich auch elektronisches Rauschen kein „Fehler“, sondern ein Merkmal von CT-Systemen ist. Rauschen korreliert nicht mit irgendetwas im gescannten Objekt. Daher könnte es als Artefakt betrachtet werden. Physiker betrachten Bildrauschen normalerweise lieber als Merkmal, da es unvermeidlich mit dem Bilderzeugungsprozess verbunden ist.

Poisson-Rauschen wird durch die angewendete Strahlungsdosis gesteuert – vorausgesetzt, dass alle Rekonstruktionsparameter fest sind und alle anderen Parameter nicht verändert werden.

Die Idee von Rauschunterdrückungsalgorithmen besteht daher darin, Dosis zu sparen, indem Bilder mit geringerem Rauschen und damit einem besseren Signal-Rausch-Verhältnis bei geringerer Strahlendosis für den Patienten erzeugt werden. Es werden mehrere Algorithmen verwendet, um Rauschen zu identifizieren und zu unterdrücken. Diese Algorithmen können mit den Rohdaten (Sinogramm) oder mit dem Bild oder mit beiden arbeiten.

„Adaptive Filtering“ stellt eine Klasse von Algorithmen dar, die die Stärke der Rauschunterdrückung an den Bildinhalt anpassen – im Rohdatenraum oder im Bildraum. Die Rauschunterdrückung wirkt sich auch auf feine Details aus, d. h. auf die räumliche Bildauflösung. Diese Idee unterscheidet sie von einfacher Rauschunterdrückung, wie z. B. einfacher „Glättung“, die am einfachsten durch Tiefpassfilterung im Frequenzraum erreicht wird. Bei der CT-Rekonstruktion ist dies nur der Unterschied zwischen der Verwendung „weicherer“ und „härterer“ Kernel: Härtere Kernel behalten hohe räumliche Frequenzen bei oder verbessern sogar, d. h. kleine Details.

Wir brauchen einen Algorithmus, der sich an den Strukturinhalt anpasst. Die wichtigste Frage, die ein adaptiver Filteralgorithmus entscheiden muss, ist also, wo geglättet werden soll und wo nicht, um das Bildrauschen zu reduzieren, insbesondere in Bereichen, in denen (größere, d. h. niederfrequente) Details mit geringem Kontrast wichtig sind, um Bilddetails dort zu erhalten, wo kleine (kontrastreiche) Details und feine Strukturen vorhanden sind.

Diese Mittelung hat zur Folge, dass die Auflösung in dem Bildbereich, in dem sich die stark dämpfenden Strukturen befinden, stark reduziert wird. Wenn es sich dabei um Knochen handelt, geht die scharfe Wiedergabe von Details in diesem Bereich verloren. Wenn wir uns für diese Knochen interessieren, ist dies eine sehr schlechte Wahl. Da die geglätteten Strahlen auch dazu beitragen, Voxel abseits der Knochen abzubilden, die das Problem verursacht haben, wird das Weichgewebe, das den Knochen umgibt und weiter entfernt ist, besser und mit weniger Artefakten wie strukturiertem Rauschen wiedergegeben.

# Was ist der Unterschied zwischen 180°LI und 360°LI im Helikalmodus?

An jeder Z-Position wurde eine Zeile Rohdaten gemessen. Um den Rohdatenraum mit den erforderlichen Winkelprojektionen zu füllen, müssen Projektionswinkel verwendet werden, die etwas vor und nach der exakten Z-Position liegen. Dies geschieht durch Interpolation, wobei Interpolationen von 360 LI und 180 LI oder höherer Ordnung die wichtigsten Algorithmen sind.

Ein Bild, das Diagramm enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

Wir möchten ein Bild an der Position zr rekonstruieren. Nur die rote Linie wurde gemessen, daher müssen alle anderen Projektionen im entsprechenden Winkel vor oder nach zr interpoliert werden.

Hinweis: An den äußersten Enden des Spiralscans kann kein Bild rekonstruiert werden (Interpolationsdaten fehlen). Daher ist die gescannte Länge länger als das rekonstruierte Bild. Dies wird als Overranging bezeichnet.

Um die fehlenden Daten für den roten Punkt zu generieren, besteht der einfachste Ansatz darin, das Dämpfungsprofil der schwarzen Punkte zu verwenden, an denen dieser Projektionswinkel gemessen wurde. Diese 2 Datenpunkte, die für die lineare Interpolation verwendet werden, liegen genau 360° auseinander. Das Gewicht hängt linear von den Abständen der Projektionen ab (kleiner, je weiter weg). Um Daten mit besserer Bildqualität zu generieren, werden Daten mit einer Länge von 2\*d verwendet, was zur Verwendung von 2 vollständigen Rotationen führt.

Um 180° LI zu erzeugen, wird Rebinning verwendet. Dabei wird die Datenredundanz ausgenutzt. Hierbei wird die Tatsache ausgenutzt, dass die Röntgendämpfung unabhängig von der Strahlrichtung dieselbe ist. Wenn die Positionen eines (Punkt-)Detektors und eines Brennflecks vertauscht würden, wenn der Detektor an der früheren Position des Brennflecks platziert würde und der Brennfleck an der früheren Detektorposition, wäre die gemessene (streuungsfreie) Dämpfung dieselbe. Hier bedeutet Rebinning die Erzeugung „künstlicher“ Projektionen durch Umkehren der Richtungen der Dämpfungspfade. Dies führt zu einer zweiten synthetischen Helix an der genau entgegengesetzten (um 180° versetzten) Stelle.

180° LI verwendet sowohl die ursprünglich gemessenen Daten der Spiralprojektion als auch die um 180° versetzte, neu berechnete Helix.

Ein Bild, das Reihe, Diagramm, Text, Schrift enthält.

Automatisch generierte BeschreibungInterpolationsgewichte werden auf die gleiche Weise bestimmt wie für 360° LI erklärt. Die in den linearen Interpolationen verwendeten Projektionen werden entweder von der ursprünglich gemessenen oder der neu berechneten Spirale übernommen, je nachdem, welche der beiden näher an zR liegt.

Der große Vorteil gegenüber 360°LI besteht darin, dass die Bilder in z-Richtung schärfer sind, oder anders ausgedrückt, die „Through-Plane“-Auflösung der primär rekonstruierten axialen Bilder wird erhöht, da für die Interpolation ein kürzeres z-Intervall verwendet wird.

# Bei der aktuellen MDCT sind die primär rekonstruierten Schichten nicht unbedingt parallel oder sogar planar. Warum? Wie wird dann aus dieser primären Rekonstruktion der, sagen wir, transversale Bildstapel erzeugt?

Helical Scanning Path

Beim Spiral-CT-Scan rotiert die Röntgenröhre kontinuierlich um den Patienten, während sich der Patiententisch gleichmäßig durch das Stativ bewegt, wodurch ein spiralförmiger Pfad zur Datenerfassung entsteht. Dies bedeutet, dass die erfassten Daten einem Spiralpfad und nicht einzelnen, parallelen Schnitten entsprechen.

**Cone Beam Geometry**

Moderne MDCT-Scanner verwenden häufig eine Cone-Beam-Geometrie anstelle einer Fan-Beam-Geometrie. Dabei breitet sich der Röntgenstrahl in zwei Dimensionen aus und deckt einen größeren Bereich des Patienten auf einmal ab. Daher muss der Rekonstruktionsprozess die dreidimensionale Natur der Daten berücksichtigen.

**Nutating Slice Approach**

1. Rekonstruktion von 2D-Bildern auf geneigten („nutierenden“) Zwischenbildebenen, wie die Rohdaten in einem Winkel. Diese Bilder wurden durch Rohdaten-Teilmengen von 180° plus dem Fan-Opening-Angle erzeugt
2. Die Bilder werden mit dem gewünschten Inkrement durch Interpolation erzeugt, gewünschte rekonstruierte Schichtdicke

# Was ist das Problem mit dem Rampenfilter in der Konvolution? Welche Kernel werden eher verwendet?

Die Rekonstruktion mit einem Ram-Lak-Rampen-Filter-Kernel führt zu hochfrequentem Rauschen. Dieser Filter verstärkt die höchsten Frequenzen – bei denen die Abtastung am schlechtesten ist – am meisten. Theoretisch führt das zu schärferen Bildern, aber auch zu hochfrequentem Rauschen im Bild und ist keine wirklich gute Wahl.

Ein Bild, das Text, Reihe, Diagramm, Schrift enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

# Wie sieht die Rekonstruktion mit verschiedenen Kerneln aus? Warum nennen wir sie "weich" oder "hart"? Wie würde ein weicher oder ein harter Kernel im Frequenzraum aussehen?

Je mehr hohe Frequenzen der Kernel behält, desto härter wird die Rekonstruktion (d. h. desto schärfer). Desto mehr sie geglättet wird, desto „weicher“ ist der Kernel. Harte Kernel werden daher für eine hohe räumliche Auflösung verwendet, aber die Bilder weisen ein höheres Rauschen auf, wodurch das Kontrast-Rausch-Verhältnis abnimmt, was die Erkennbarkeit bei geringem Kontrast verschlechtert. Diese Kernel werden normalerweise „Knochenkernel“ oder „Lungenkernel“ genannt.

Am anderen Ende finden wir die weichen Kernel. Diese führen zu weicheren Bildern mit geringerer räumlicher Auflösung, aber geringerem Rauschen und damit besserer Erkennbarkeit bei geringem Kontrast. Diese Kernel werden normalerweise „Weichteilkernel“ oder „Bauchkernel“ genannt, da sie für die Bildgebung von Weichteilgewebe im Bauchraum oder im Gehirn verwendet werden.

Es ist durchaus üblich, dieselben Rohdaten mit unterschiedlichen Kerneln zu rekonstruieren. Normalerweise wird die „harte Kernel“-Rekonstruktion mit einer dünnen rekonstruierten Schnittbreite kombiniert und wird verwendet, um kleine kontrastreiche Strukturen wie Knochenstrukturen zu erkennen. Der „weiche“ Rekonstruktionskernel hingegen wird üblicherweise mit dickeren Schichten kombiniert, um das Bildrauschen weiter zu reduzieren, und unter Betrachtungsbedingungen, bei denen ein kleineres Fenster angewendet wird, um Weichteile besser erkennen zu können.

In nachfolgender dentalen CT ist der Unterschied zwischen einem harten und einem weichen Kernel zu sehen. Die Rohdaten sind dieselben, der einzige Unterschied ist der Rekonstruktionskernel.

Ein Bild, das Kreis, Screenshot, Schwarzweiß, monochrom enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

**Weich**: Im Frequenzraum zeigen sie mit zunehmender Frequenz einen starken Abfall der Amplitude (Tiefpassfilter).

**Hart**: Im Frequenzraum behalten sie über einen größeren Frequenzbereich eine höhere Amplitude bei (Hochpass oder weniger dämpfender Filter).

# Welche Kernel neigen dazu, ausgeprägte Gibbs-Artefakte in den Bildern zu erzeugen?

In den vorherigen Bildern ist ein weiteres interessantes Detail zu sehen: ein typisches Artefakt aus der harten Rekonstruktion. Dieses Artefakt, das Gibbs-Artefakt oder Gibbs-Ringing genannt wird, findet sich auch in jedem digitalen Bild, bei dem eine sehr starke Kantenverstärkung durchgeführt wird. Es wird auch „Overshoot-Artefakt“ genannt und ist sehr eng mit dem Gibbs-Phänomen verbunden. Es spiegelt wider, dass es mathematisch „schwierig“ ist, eine diskontinuierliche Funktion, hier die (unendlich) scharfe Kante von Weichgewebe zu Knochen, in einer endlichen Fourier-Reihenentwicklung anzunähern. Im Bild bedeutet das, dass wir sehr hohe Frequenzen benötigen, um die Kante im Frequenzraum genau zu beschreiben. Aufgrund des Abtastprozesses in der CT sind die hohen Frequenzen unterrepräsentiert (was zum Ram Lak oder Rampenfilterkernel führte) und fehlen bei Frequenzen über der Nyquist-Frequenz völlig (aufgrund der endlichen Detektorteilung). Wir werden also sehr hochfrequente Komponenten im Bild vermissen, was zu einem Overshoot im Signal führt

Ein Bild, das Kreis, Screenshot, Design enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

Das Überschwingen ist als dunkle Linie (hypodens) an der Außenseite des Knochens (grüne Pfeile) sichtbar, wir sehen es aber auch an der Luft-Haut-Kontur (bei letzterer finden wir es als hyperdense Linie (hellgrau) innerhalb des Weichgewebes, orangefarbener Pfeil) und als dunkle Linien an der Außenkontur des Zahnschmelzes (rote Pfeile).

# Was ist die Grundidee der iterativen Rekonstruktion, wie sie in heutigen Scannern implementiert ist?

Die iterative Rekonstruktion stellt einen erheblichen Schritt zur Verbesserung der Bildqualität bei identischer Bildgebungsdosis dar oder ermöglicht eine erhebliche Reduzierung der Patientendosis, wenn die gleiche Bildqualität wie bei der gefilterten Rückprojektion angestrebt wird.

Ein Bild, das Text, Schrift, Design, Screenshot enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

Aus den gemessenen Projektionsdaten wird ein erstes Bild rekonstruiert. Was hier als „Measured projection data“ bezeichnet wird, sind aufbereitete (korrigierte) Rohdaten. Je mehr Korrekturen hier einbezogen werden, desto einfacher wird das Physikmodell des Scanners, das in der Vorwärtsprojektion verwendet wird – und damit der Rechenaufwand. Wenn die durchgeführten Korrekturen sehr begrenzt sind, müssen alle normalerweise korrigierten Probleme in das Physikmodell einbezogen werden. Diese erste Rekonstruktion kann durch gefilterte Rückprojektion oder eine andere Methode durchgeführt werden. Im nächsten Schritt wird eine Vorwärtsprojektion durchgeführt. Dies bedeutet, dass das „Bild“ als Objekt verwendet wird und ein Physikmodell des Scanners das Rohdaten-Sinogramm berechnet (vorwärts projiziert), das sich ergeben würde, wenn das Bild der Patient wäre. Falls das Bild bereits eine perfekte Darstellung des gescannten Objekts wäre, wären diese Modellprojektionsdaten identisch mit den ursprünglich gemessenen Projektionsdaten. Unterschiede werden auf Ungenauigkeiten wie Rauschen und Artefakte zurückgeführt. Diese werden durch den Vergleich der beiden Sinogramme mithilfe ausgefeilter Algorithmen identifiziert und korrigiert. Dann wird die nächste Bildrekonstruktion durchgeführt. Diese Schleife wird in mehreren Iterationen durchlaufen, bis das Bild als „gut genug“ befunden wird oder das ausgewählte Abbruchkriterium erreicht ist.

Iterative Rekonstruktionen können verwendet werden, um bei einer bestimmten Patientendosis bessere Bilder zu erzeugen oder die Dosis bei ähnlicher Bildqualität zu reduzieren.

# Was versteht man unter „Überkorrektur“ bei der iterativen Rekonstruktion? Ist das überhaupt ein Problem bei der diagnostischen CT-Bildgebung?

Überkorretur (Overcorrection) bedeutet, dass tatsächliche Merkmale im Bild oder in den Vorwärtsprojektionsdaten fälschlicherweise als Fehler interpretiert werden. Zu viele oder zu starke Korrekturen könnten daher Bildmerkmale entfernen, die eigentlich wichtig wären. Daher hat jeder iterative Rekonstruktionsalgorithmus einen Parameter, der eingestellt werden kann. Wenn Sie ihn auf einen niedrigeren Wert einstellen, erhalten Sie Bilder, die näher an der gefilterten Rückprojektion liegen, bei einer höheren Stärke wird auf die Bilder ein höherer Korrekturgrad angwendet.

Wie oben beschrieben, werden Artefakte und Rauschen reduziert und Bildinformationen bleiben erhalten – solange keine Überkorrektur stattfindet.

# Besteht den guten Studien zufolge durch die Verwendung der iterativen Rekonstruktion im Vergleich zur einfachen gefilterten Rückprojektion ein Potenzial zur Dosisreduzierung bei gleichzeitiger Beibehaltung der diagnostischen Sicherheit?

Bildrauschen, CNR und diagnostische Qualität mit -30% Patientendosis, rekonstruiert bei „iterativer Stärke/Stufe“ 2, und das Bild mit 70% reduzierter Dosis bei Stärke/Stufe 5 sind gleich und vergleichbar mit FBP bei voller Dosis. Dies zeigt, dass eine Dosisreduzierung im Bereich von 50 bis 60% durch die Verwendung der derzeit implementierten iterativen Rekonstruktionstechniken möglich ist (zumindest bei „High-End“-Scannern).

# Wie sind HU definiert?

HU sind definiert als der lineare Röntgenschwächungskoeffizient im jeweiligen Voxel relativ zu Wasser

Ein Bild, das Text, Schrift, weiß, Typografie enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

Wobei µ für den linearen Röntgenschwächungskoeffizienten des Materials im entsprechenden Voxel steht und µ Wasser für den linearen Schwächungskoeffizienten von Wasser. Der Faktor 1000 wird verwendet, um die resultierenden Zahlen auf eine leicht handhabbare Skala zu skalieren, die in medizinischen Scannern üblicherweise von ca. -1000 bis +3000 definiert ist

# Welche sind die Fixpunkte der Hounsfield-Skala?

Aus dieser Definition lassen sich die beiden Fixpunkte der Hounsfield-Skala leicht ermitteln: Wenn der Voxel Wasser enthält, ist das Ergebnis 0. Wenn durch das gescannte Objekt keine Dämpfung auftritt, beträgt der HU-Wert 1000\*(-1) = -1000. Bei einem medizinischen Scanner wird die Kalibrierung so durchgeführt, dass der letztere Fall „keine Dämpfung“ Luft entspricht. Somit wird Luft mit -1000 HU dargestellt.

# Warum ist es sinnvoll, CT-Werte beispielsweise auf Wasser zu normalisieren?

HU werden auf Wasser normalisiert – 0 HU – was als Referenzpunkt dient. Diese Normalisierung ermöglicht eine standardisierte Vergleichbarkeit von Gewebe- und Materialdichten zwischen unterschiedlichen CT-Scans und Patienten, da verschiedene Scanner und Einstellungen sonst unterschiedliche Werte liefern könnten. Durch die Bezugnahme auf Wasser als Standardmedium kann die Dichte anderer Materialien oder Gewebe (z. B. Knochen, Fett) genauer bestimmt werden.

# Wie ändern sich die CT-Zahlen bei unterschiedlichen CT-Spektren? Bei Geweben oder Materialien mit einem höheren effektiven Z als Wasser und bei Geweben mit einem niedrigeren μ\_effektiv als Wasser?

Hounsfield-Werte stellen eine lineare, auf Wasser normalisierte Röntgendämpfung dar, was für Wasser 0 HU ergibt. Folglich werden alle Materialien, die die gleiche Abhängigkeit ihrer Röntgendämpfung von unterschiedlichen Scanbedingungen (wie hinzugefügten Filtern oder variierendem Rohrpotential) wie Wasser aufweisen, mit HU-Werten rekonstruiert, die unabhängig von spektralen Änderungen sind.

Aus diesem Grund gehen wir davon aus, dass Weichgewebe seinen HU-Wert bei Verwendung unterschiedlicher CT-Spektren behält. Dies ist bei Geweben oder Materialien mit einer deutlich unterschiedlichen Elementzusammensetzung nicht der Fall.

Nehmen wir Knochen: Aufgrund der höheren effektiven Ordnungszahl ist die Energieabhängigkeit der Röntgenabschwächung anders. Der physikalische Grund dafür ist, dass der photoelektrische Effekt aufgrund der höheren Ordnungszahl bei Knochen wichtiger ist als bei Weichgewebe, und im Gegensatz zur unelastischen Streuung („Compton“-Effekt) weist der photoelektrische Effekt eine sehr starke Energieabhängigkeit auf, die sehr schnell mit der Photonenenergie abnimmt. Infolgedessen ist der Unterschied in der Röntgenabschwächung bei Knochen (und jedem Material mit einer höheren durchschnittlichen/effektiven Ordnungszahl) zwischen einem weicheren und einem härteren Spektrum deutlich größer als bei Wasser. Mit anderen Worten, selbst wenn man die Röntgenabschwächung von Wasser unter Verwendung des HU-Kontrasts normalisiert, wird der Kontrast zu Wasser bei weicheren Strahlen zunehmen.

Niedrigenergie-Scans erhöhen den Kontrast für Knochen, Jod und Fettgewebe. Warum verwenden wir dann keine weichere Strahlung? Es würde die Patientendosis enorm erhöhen, wenn das Detektorsignal und damit das Bildrauschen auf demselben Niveau gehalten werden sollten.

# Welche technischen Realisierungen des Dual-Energy-Scannings gibt es? Warum sind manche „besser“ als andere?

Die Dual Energy CT erzeugt zwei Rohdatensätze („Sinogramme“), einen mit höherer und einen mit niedrigerer Röntgenenergie. Je besser diese beiden Rohdatensätze übereinstimmen, desto besser ist das Ergebnis. Dies erfordert eine minimale Zeitverzögerung zwischen den beiden, da winzige Unterschiede im gescannten Objekt (aufgrund jeglicher Art von Bewegung, wie Organbewegung durch Herzschlag, Atmung, Peristaltik im Verdauungstrakt, Bewegung von Verdauungsgasen usw.) zu Dateninkonsistenzen führen.

Ein weiterer Indikator für die erreichbare Qualität von Dual-Energy-Informationen ist die Überlappung der beiden Spektren (hart und weich). Da wir keine monochromatischen Quellen haben, die wir verwenden können, wird es eine gewisse Überlappung in den Spektren geben. Je größer die Überlappung, desto geringer sind die Auswirkungen unterschiedlicher Z auf das Detektorsignal und desto schwieriger wird die Unterscheidung der Materialien. Optimalerweise sollte die spektrale Überlappung minimal sein.

Anwendungen der Dual-Energy-CT nutzen üblicherweise die gewonnenen Informationen über die effektive Ordnungszahl des Materials in einem Voxel. Die gewonnenen Informationen sind in erster Linie die Wahrscheinlichkeit des photoelektrischen Beitrags zur Streuung für jedes Voxel. Aus dem Verhältnis der Beiträge dieser beiden Effekte kann beispielsweise die wahrscheinlichste Ordnungszahl des Materials abgeleitet werden.

**Source Concept**

Es werden 2 unterschiedliche Spektren von 1 oder 2 Röntgenröhren verwendet, es kommt eine normale Detektortechnologie zum Einsatz. Die 2 Energiespektren können gleichzeitig oder nacheinander erzeugt werden

**Gleichzeitig:**

* Split-Filter-Ansatz (am einfachsten, billig) Detektorreihen sind in 2 Abschnitte aufgeteilt, der Strahl wird durch den Filter aufgeteilt und es wird die gleiche Röntgenstrahlung verwendet 🡪 Spektrenüberlappung ist hoch
* Dual-Source-Scanner (2 Röntgenstrahlen mit unterschiedlichen Spektren, 2 Detektorbögen, „High-End“, teuer)
  + entweder gleiche kVp 🡪 sehr schnell oder
  + unterschiedliche Einstellung Dual-Energy-Modus, Röhrenstrom (mA) und Vorfilterung einzeln gesteuert, sehr gute spektrale Trennung

**Nacheinander:**

* Schnelle kVp-Umschaltung (abwechselnde Abtastung bei jeder zweiten Projektion 🡪 Anzahl der Projektionen im Sinogramm nur halb so groß, Abtastdichte geringer, recht schnell, wird in modernen Scannern verwendet)
* Langsame kVp-Umschaltung (Umschaltung bei jeder halben Umdrehung)

**Detector Concept**

* Mehrschichtige Detektoren (2 Detektoren übereinander, oberer Szintillator basierend auf Material mit niedrigerem Z für Photonen mit niedriger Energie, große Anzahl hochenergetischer Photonen werden zur zweiten Szintillatorschicht übertragen, untere Schicht aus „normalem“ Szintillatormaterial)
* Photon Counting Detectors (sehr schnell, beschränkt auf recht niedrigen Röntgenfluss, mögliche Lösung: normaler Detektor plus Photonenzähldetektor, überträgt immer Informationen zur Photonenenergie -> kann für spektrale Bildgebung verwendet werden)

# Welche Technologien ermöglichen eine geringere spektrale Überlappung der beiden Spektren? Warum ist das wichtig?

Dual-Source-Scanner, Photon-Counting

Die Minimierung der spektralen Überlappung bei der Dual-Energy-CT (DECT) ist entscheidend für die Verbesserung der Genauigkeit der Materialdifferenzierung und -quantifizierung. Technologien, die eine geringere spektrale Überlappung ermöglichen, sind darauf ausgelegt, unterschiedliche, nicht überlappende Röntgenspektren auf unterschiedlichen Energieniveaus zu erzeugen. Diese Trennung ist wichtig, da sie die Fähigkeit zur Unterscheidung zwischen Materialien mit ähnlichen Dämpfungseigenschaften verbessert, die Genauigkeit der Gewebecharakterisierung verbessert und Artefakte reduziert.

# Und welche Technologie verwendet nicht einmal zwei unterschiedliche Spektren?

Split-Filter-Ansatz, sehr starke Überlappung. Schichtdetektor

# Erklären Sie das Potenzial echter Spektralbildgebung mit Photon Counting. Warum ist es sinnvoll, mehr als zwei Energy-Bins zu verwenden? Erinnern Sie sich an die verschiedenen besprochenen Energiegewichtungen? Könnte dies verschiedene Kontrastmechanismen ermöglichen – im Vergleich zum bloßen Dämpfungskoeffizienten – um Gewebe zu unterscheiden?

Zur Photonenzählung werden Halbleiterdetektoren mit Direktumwandlung verwendet. Die gebräuchlichsten Photon Counting Detectors zählen die Anzahl der einzelnen Photonen, die einen bestimmten Energieschwellenwert überschreiten. Dies geschieht, um das Detektorrauschen zu reduzieren, da sehr kleine Signale – höchstwahrscheinlich aufgrund von Rauschen – weggelassen werden. Für ein bestimmtes erkanntes Röntgenphoton ist die Impulshöhe des Signals proportional zur Energie des Photons. Daher enthalten die von den Photonenzähldetektoren gemessenen Informationen immer Informationen über die Energie des erkannten Röntgenphotons, die für die Spektralbildgebung verwendet werden können. Die Dual-Energy-Bildgebung würde hier lediglich zwei Energiebehälter und einen zusätzlichen Schwellenwert erfordern, der diese Behälter trennt.

Ein Bild, das Text, Screenshot, Diagramm, Schrift enthält.

Automatisch generierte BeschreibungDa die Informationen bereits vorhanden sind, werden tatsächlich mehr als zwei Energy Bins verwendet. Aus diesem Grund wird die resultierende Technologie normalerweise als „Spektralbildgebung“ und nicht als „Dual-Energy-Bildgebung“ bezeichnet.

Während der Erfassung werden detektierte Photonen gezählt, wenn ihr Signal über einem Schwellenwert liegt, der zur Unterdrückung elektronischen Rauschens festgelegt wurde, und je nach Signalhöhe in die Energieklasse sortiert.

Wenn mehrere Energieklassen (normalerweise 5 bis 10) verfügbar sind, können unterschiedliche Gewichtungen angewendet werden, um den Wert von ln(I\_0/I) zu generieren, der die Messung im Sinogramm darstellt. Einige Möglichkeiten werden hier gezeigt:

Ein Bild, das Screenshot, Diagramm, Reihe, Kreis enthält.

Automatisch generierte Beschreibung

Die rote Linie entspricht der „einfachen Photonenzählung“ unter Verwendung der erkannten Photonenzahl; jeder Photonenenergiebehälter wird gleich gewichtet. In der blauen wird jeder Photonenbehälter mit der durchschnittlichen Energie in diesem Behälter gewichtet. Dies entspricht dem, was ein idealer Energieintegrationsdetektor tun würde, und führt zu Bildern, die herkömmlichen CT-Scans ähneln. Bei Verwendung der grünen Kurve werden Photonen mit niedriger Energie überrepräsentiert

da sie ein viel höheres Gewicht erhalten. Diese Energieabhängigkeit kommt der Energieabhängigkeit des photoelektrischen Effekts recht nahe, und ihre Verwendung führt zu einem Bild, das die höheren Kontraste aufgrund des photoelektrischen Effekts zeigt (in recht guter Näherung).

Anhand dieses Beispiels wird deutlich, dass speziell entwickelte Energiegewichtungsfunktionen in der Spektral-CT ein spannendes neues Feld für die „Gestaltung“ von Bildkontrasten für spezielle klinische Anforderungen in der Photonenzähl-CT eröffnen. Dies könnte die so bekannte und etablierte Hounsfield-Skala zumindest für einige Anwendungen außer Kraft setzen. Es werden auch Gewichtungsfunktionen möglich, die entweder das CNR (Kontrast-Rausch-Verhältnis) oder den Kontrast in Weichgewebe oder mit jodhaltigem Kontrastmittel kontrastiertem Gewebe optimieren, um nur zwei Beispiele zu nennen.

# Was ist ein virtueller nativer Scan?

Ein virtueller nativer Scan in der CT-Bildgebung ist eine berechnete Bildserie, die den Zustand des Gewebes ohne Kontrastmittel simuliert. Er wird aus den kontrastmittelverstärkten Bildern rekonstruiert, sodass kein zusätzlicher nativer Scan notwendig ist. Dies reduziert die Strahlenbelastung für den Patienten, da nur eine kontrastverstärkte Aufnahme gemacht werden muss.

Der virtuelle nativer Scan wird dabei nicht direkt aufgenommen, sondern durch spezielle Software aus kontrastmittelverstärkten CT-Bildern rekonstruiert. Der Patient wird also nur einmal mit Kontrastmittel gescannt, und die Software berechnet anschließend die Bilder, die einem nativen Scan (ohne Kontrastmittel) ähneln. Dies erfolgt durch mathematische Modelle, die den Effekt des Kontrastmittels aus den Bildern entfernen, um das ursprüngliche Gewebe darzustellen.

# Wie funktioniert pseudomonochromatische Bildgebung? Was ist die Idee hinter den Gewichtungsfaktoren für Niedrig- und Hochenergiebilder?

Die pseudomonochromatische Bildgebung ist ein Ansatz in der CT, bei dem aus den dualen Energiedaten (niedrig- und hochenergetische Aufnahmen) Bilder erzeugt werden, die so wirken, als wären sie mit einer einzigen, konstanten Röntgenenergie aufgenommen worden (ähnlich wie bei monochromatischer Strahlung).

**Funktionsweise:**

* Bei der Dual-Energy-CT werden zwei Datensätze bei unterschiedlichen Energien (z. B. 80 kV und 140 kV) aufgenommen. Diese Energien beeinflussen die Wechselwirkung der Strahlung mit den Geweben unterschiedlich, was zu variierenden Kontrasten führt.
* Durch die Kombination der Informationen aus beiden Energiebereichen wird ein "pseudomonochromatisches" Bild erstellt. Die Idee ist, die Vorteile der Energieunterschiede zu nutzen, um Artefakte zu reduzieren und Gewebedifferenzierungen zu verbessern.

**Gewichtungsfaktoren für Niedrig- und Hochenergiebilder:**

* Die Gewichtungsfaktoren sind mathematische Koeffizienten, die bestimmen, wie stark die Bilder der niedrigen und hohen Energien zur Berechnung des endgültigen pseudomonochromatischen Bildes beitragen.
* Niedrigenergiebilder liefern stärkere Kontraste, besonders bei Materialien mit hohem Ordnungszahlunterschied (z. B. bei Jod-Kontrastmittel). Hochenergiebilder dagegen sind weniger anfällig für Strahlaufhärtungsartefakte und zeigen bessere Detailtreue bei dichteren Geweben.
* Durch die richtige Gewichtung beider Datensätze können die Stärken kombiniert und die Schwächen minimiert werden, um ein optimiertes Bild zu erzeugen, das wie ein Bild bei einer bestimmten (mittleren) Röntgenenergie aussieht.

Die Idee ist, von den Vorteilen beider Energien zu profitieren, indem man die Kontraste und Artefaktminderungen ausbalanciert.

# Nennen Sie 3 Möglichkeiten, wie diese Gewichtungsfaktoren zur Optimierung verschiedener Aspekte des Bildes eingesetzt werden können

* **Kontrastverstärkung**: Gewichtungsfaktoren können angepasst werden, um den Kontrast zwischen verschiedenen Geweben oder Materialien zu verstärken und so die Unterscheidung zu erleichtern. Dies ist besonders nützlich bei der Bildgebung von Weichgewebe, wo subtile Unterschiede in der Dämpfung für die Diagnose entscheidend sein können.
* **Artefaktreduzierung**: Gewichtungsfaktoren können verwendet werden, um Artefakte zu minimieren, die häufig bei der CT-Bildgebung auftreten, wie z. B. Strahlaufhärtung durch nichtmetallische Materialien, Metallartefakte und Bewegungsartefakte. Eine ordnungsgemäße Anpassung kann zu klareren Bildern mit weniger diagnostischen Hindernissen führen.
* **Materialdifferenzierung und -quantifizierung**: Gewichtungsfaktoren können optimiert werden, um bestimmte Materialien im Körper zu differenzieren und zu quantifizieren, z. B. um zwischen Kalzium, Jod und anderen Elementen zu unterscheiden. Dies ist besonders nützlich bei Anwendungen wie der Analyse der Knochenmineraldichte, der kontrastverstärkten Bildgebung und der Erkennung bestimmter Substanzen im Körper. Bestimmte Materialien können aus dem Bild entfernt werden, um die Diagnose anderer Gewebe zu ermöglichen. Entfernen Sie beispielsweise Kalzium (Knochenmineral), um das Knochenmark zu diagnostizieren.

# Was ist ein „Window“ bei der CT-Bildbetrachtung?

Bei der CT-Bildgebung bezieht sich ein „Window“ auf einen bestimmten Bereich von HUs, die für die Anzeige auf dem Monitor ausgewählt werden, was bei der Visualisierung verschiedener Gewebe und Strukturen im Körper hilft. Dieses Konzept ist für die Interpretation von CT-Bildern von entscheidender Bedeutung, da es Radiologen ermöglicht, sich durch Anpassen des Kontrasts und der Helligkeit des Bildes auf bestimmte Gewebetypen zu konzentrieren.

* Durch Anpassen des **Window Levels** wird die Mitte des Bereichs verschoben, wodurch verschiedene Gewebe mehr oder weniger hervorgehoben werden. Beispielsweise kann das Absenken der Fensterebene weicheres Gewebe besser sichtbar machen, während das Anheben dichteres Gewebe wie Knochen hervorheben kann.
* Durch Anpassen der **Window Width** ändert sich der Kontrast. Eine schmalere Fensterbreite erhöht den Kontrast, kann aber auch dazu führen, dass das Bild verrauschter erscheint, während eine breitere Fensterbreite den Kontrast verringert und das Bild glättet.

# Bei der Cone-Beam-CT oder Multidetektor-CT, ​​insbesondere bei Verwendung einer breiten Gesamtkollimation im Step-and-Shoot-Modus, ist das rekonstruierbare Bildvolumen nicht unbedingt ein Zylinder. Warum nicht und wie sieht es aus? Welche Auswirkungen hat dies auf die Step-and-Shoot-Aufnahme eines längeren Scans, als in einer Rotation nicht abgedeckt werden kann?

Die überlappenden Teile der Röntgenstrahlen, die bei Winkel Alpha und 180°+Alpha erzeugt werden, ergeben eine Rautenform des Bereichs, der vom gescannten Objekt abgedeckt wird. Andere Teile der Kegelstrahlen, die durch die verbleibenden Teile laufen, durchlaufen die jeweiligen Bereiche nur einmal. Daher definieren die Ober- und Unterseite der Rauten eine Distanz entlang der Z-Achse, die für die Vorwärtsbewegung des Patienten erforderlich ist, um eine gleichbleibende Auflösung zu erzielen. 🡪 Delta Z ist kleiner als Kollimation N\*T 🡪 höhere Strahlendosis für den Patienten.

# Rotation und Translation können als Matrizen mit homogenen Koordinaten geschrieben werden, wobei 4x4-Matrizen auf einen 4x1-Vektor angewendet werden. Welcher zusätzliche Schritt ist erforderlich, wenn auch eine Projektionsmatrix angewendet wird?

Die vierte Koordinate in einem Vektor, der in homogenen Koordinaten angegeben ist, muss 1 sein. Der Projektionsoperator führt normalerweise zu einem neuen Vektor, dessen vierte Koordinate nicht 1, sondern 1-z/f ist 🡪 der gesamte Vektor muss mit der Inversen dieser vierten Komponente multipliziert werden 🡪 der endgültige Vektor hat somit wieder die vierte Komponente = 1.

# Ein wichtiges Maß zur Beurteilung der Ähnlichkeit von Bildern ist normalized mutual information, das aus der Shannon-Entropy eines gemeinsamen Histogramms berechnet wird. Was finden Sie auf der x- und y-Achse eines solchen Histogramms? Welche Dimension hat das Histogramm beim Vergleich zweier 512 x 512 CT-Bilder mit 12 Bit Tiefe?

Das Joint Histogramm stellt die 2D-Probability Density Function der beiden verglichenen Bilder dar. Die x-Achse stellt die Pixelverteilungen entlang eines Bildes dar und die y-Achse stellt die Pixelverteilungen im zweiten Bild dar.

2^12=4096 🡪 Das Joint Histogram hat in jeder Achse 4096 Bins, um die Grauwertverteilungen in den jeweiligen Bildern darzustellen (im Gegensatz zu 512\*512=262144, wenn jedem Pixel ein Bin zugewiesen würde) -> Die Dimension des Joint Histogramms beträgt 4096x4096

# Wie sind die HU-Werte definiert? Wie hängen die HU-Werte von Knochen, wasseräquivalentem Weichgewebe und Fett vom verwendeten Tube-Potential ab? Könnten Sie auch ein quantitatives Beispiel für diese Abhängigkeit für Knochen- oder Fettgewebe geben?

HU=1000\*(µ-µ(Wasser)/µ(Wasser)). Gibt den relativen Dämpfungskoeffizienten eines untersuchten Gewebes im Vergleich zum Dämpfungskoeffizienten von Wasser an.

Höheres Tube-Potential 🡪 Beam Hardening Effekte 🡪 gemessenes µ des Knochens kleiner 🡪 HU des Knochens nimmt ab

Niedrigeres Tube potential 🡪 geringerer Einfluss des photoelektrischen Effekts auf Wasser als auf Fett 🡪 HU des Fetts nimmt ab

120 kVp 🡪 HU(Knochen) ca. 1600, HU (Fett) ca. -120

140 kVp 🡪 HU(Knochen) ca. 1500, HU (Fett) ca. -110

# Was ist ein Pitch-Faktor bei der CT? Wissen Sie noch, dass manche Scanner einen Pitch von 3-Komma-irgendwas (knapp <4) verwenden können? Wie können sie das erreichen? Was ist der „normale“ maximale Pitch? Was bedeutet ein Pitch-Faktor von <1 und >1?

Der Pitch Faktor beschreibt die Vorwärtsbewegung des Tisches pro Rotation in Relation zur Detektorbreite N\*T

Pitch=Tischbewebung pro Rotation/N\*T

Im Helix-Modus mit Single-Source-Scanner ist ein maximaler Pitch von 2 möglich, indem man sich die Redundanz der Daten zwischen 180-360° zu Nutze macht. Bei einem Pitch von > 2 ist keine Rekonstruktion mehr möglich.

Ein Pitch von bis zu 4 kann bei Dual-Source Scannern erreicht werden. Hier sind 2 Scanner im Abstand von ca 90° verbaut und es werden 180° des Patienten bereits nach einer Rotation von 90° aufgenommen.

**Pitch > 1**: Schnellere Scans, aber potenziell geringere Bildqualität.

**Pitch < 1**: Langsamere Scans, aber bessere Bildqualität und höhere Strahlenbelastung.

# Nennen Sie notwendige Korrekturen der Rohdaten vor der Rekonstruktion und erläutern Sie die Wichtigsten.

**Beam-Hardening Correction**

Da Röntgenstrahlen beim Durchdringen des Körpers „aufgehärtet“ werden (niedrigere Energien werden stärker absorbiert), führt dies zu Verzerrungen, besonders bei dichten Strukturen wie Knochen. Die Korrektur gleicht diesen Effekt aus, um Kontrastfehler zu vermeiden. zB Bow-Tie-Filter

**Streustrahlkorrektur**

Streustrahlung, die durch Wechselwirkungen mit dem Gewebe entsteht, kann das Signal verfälschen. Diese Korrektur reduziert die Streustrahlung, um das Signal-Rausch-Verhältnis zu verbessern.