

Einfache Grauwert-Transferfunktion für die Berechnung von digital rekonstruierten Röntgenbildern

Axel Neue¹, Richard Rascher-Friesenhausen^{1,2}, Heinz-Otto Peitgen²

¹Hochschule Bremerhaven

²Mevis Research GmbH, Bremen

axl@axelneue.de

Kurzfassung. Das Raycasting ist ein etabliertes Verfahren zur Berechnung von Digital Rekonstruierten Röntgenbildern (DRRs), also auf Basis von CT-Daten approximierten Radiographien, welche die Projektion eines Summationsbilds des 3D-CT-Volumens auf eine zweidimensionale Bildebene darstellen. Die Wirkung eines von einem Raycasting-Strahl durchquerten Voxels auf das Ergebnispixel im DRR kann unter anderem mit Hilfe von Transferfunktionen berechnet werden, die den Grauwert des Voxels in einen Schwächungskoeffizienten für den Strahl umrechnen. Es wird ein einfaches mathematisches Modell für eine solche Transferfunktion vorgestellt, dessen Parametrisierung eng an die klinische Praxis angelehnt ist.

1 Einleitung

Die Projektion eines dreidimensionalen CT-Volumens auf eine zweidimensionale Bildebene, bei der aus den Schichtbildern des CTs ein Summationsbild mit allen in Projektionsrichtung hintereinander gelegenen Strukturen entsteht, wird als Digital Rekonstruiertes Röntgenbild (DRR) bezeichnet.

Das ursprüngliche und naivste Verfahren zur Berechnung von DRRs ist das Raycasting, also die Verfolgung einer Anzahl von virtuellen Röntgenstrahlen durch einen virtuellen Patienten hindurch. Dabei wird die Wirkung eines jeden durchquerten Voxels des 3D-Datensatzes auf die Strahlen berechnet:

- a) Bei der „Maximum Intensity“-Projektion (MIP) wird nur das Voxel mit dem größten Grauwert berücksichtigt und dieser direkt für das Ergebnispixel übernommen [1].
- b) Die „Mean Extinction“-Projektion gewichtet alle durchquerten Voxel gleich und bildet deren arithmetisches Mittel [1].
- c) Andere Vorgehensweise versuchen, die tatsächlichen physikalischen Verhältnisse zu simulieren, indem sie die Voxelgrauwerte mit Hilfe einer Transferfunktion in einen Schwächungskoeffizienten umrechnen und davon ausgehend die Abschwächung der Strahlen kalkulieren [2, 3].

Mit dieser Arbeit wird ein einfaches mathematisches Modell für eine Transferfunktion gemäß c) vorgestellt, die über wenige, die klinische Erfahrung widerspiegelnde Variablen parametrisierbar ist.

2 Material und Methoden

Als Plattform für die Entwicklung und den Test des im Folgenden vorgestellten Algorithmus' diente die von der MeVis Research GmbH (Bremen) entwickelte Rapid-Prototyping-Bildverarbeitungssoftware MeVisLab¹. Diese erlaubt schnelle Integration und sofortiges Testen neuer Algorithmen unter Verwendung einer plattformunabhängigen C++-Klassenbibliothek.

Die Extinktion von monochromatischen Röntgenstrahlen in homogener Materie gehorcht dem Schwächungsgesetz:

$$I(d) = I_0 \cdot e^{-\mu d} \quad (1)$$

mit $I(d)$ als Strahlungsintensität nach Durchstrahlung einer Materie der Dicke d , I_0 als Ausgangsintensität und μ als Schwächungskoeffizient. Dieser wiederum ist von der Quantenenergie der verwendeten Röntgenstrahlen und dem durchstrahlten Material abhängig. Biologisches Gewebe besteht jedoch aus einer Vielzahl von Stoffen in unterschiedlichsten Anteilen, so dass dieses Schwächungsgesetz im Allgemeinen und der Schwächungskoeffizient μ im Besonderen nicht ohne Weiteres auf die Berechnung von DRRs angewendet werden kann.

Diese überaus komplexen Zusammenhänge können jedoch aus der klinischen Erfahrung heraus auf ein einfaches Modell reduziert werden: ab einer bestimmten röntgenologischen Gewebedichte steigt die Extinktion der Strahlung überproportional stark an. Dieses (stark simplifizierte) Verhalten wird mit dem im Folgenden vorgestellten mathematischen Modell nachgebildet.

Zunächst sei festgelegt, dass nicht die Extinktion betrachtet wird, sondern die Transmission, also der Anteil eines simulierten Strahls, der nach dem Durchqueren eines Voxels noch verbleibt. Daher soll jedem Voxelgrauwert g eines Eingangsbildes über eine Transmissionsfunktion T ein Transmissionskoeffizient $T(g)$ zugewiesen werden.

Als Basisfunktion $T_B(g)$ wird ein logarithmischer Zusammenhang zwischen Voxelgrauwert und Transmissionskoeffizient angenommen und dieser auf das Intervall $[0, 1]$ normiert:

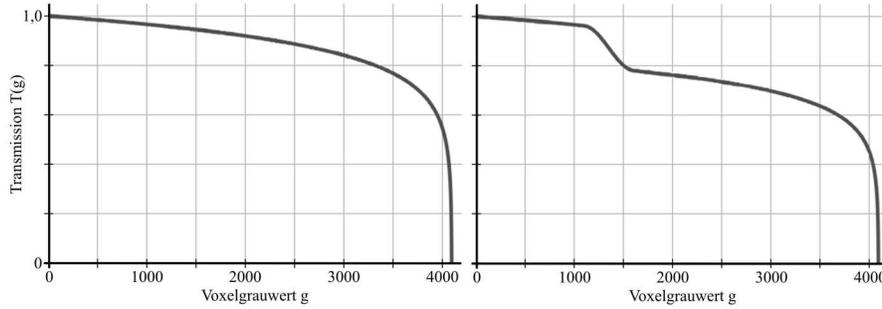
$$T_B(g) = \frac{\log(g_{\max} + 1 - g)}{\log(g_{\max} + 1)} \quad (2)$$

mit g_{\max} als dem maximal möglichen Grauwert (für CT-Bilder typischerweise 4095). Der Verlauf der zugehörigen Kurve ist in Abb. 1 (links) dargestellt.

Damit ist bereits der exponentiell starke Abfall der Transmission bei großen Voxelgrauwerten modelliert. Um nun zusätzlich den ab einer bestimmten Gewebedichte gegebenen überproportional starken Abfall zu berücksichtigen, sei diese Basisfunktion von einem sigmoiden Abfall überlagert (vgl. Abb. 1 rechts).

Dieser findet nur in einem bestimmten Bereich („Window“, „Dropfenster“) statt, der über die Parameter W_C („Window Center“, Mitte des Dropfensters), W_W („Window Width“, Breite des Dropfensters) und W_H („Window Height“, Höhe des Dropfensters) charakterisiert wird.

¹ <http://www.mevislab.de>

Abb. 1. Kurvenverläufe für (2) und (3)

Damit ergibt sich folgende Formel für die Berechnung des Transmissionskoeffizienten:

$$T(g) = \begin{cases} T_B(g) & \text{für } g \leq W_C - \frac{W_W}{2} \\ T_B(g) \cdot \frac{T(W_C + \frac{W_W}{2}) - W_H}{T(W_C + \frac{W_W}{2})} & \text{für } g > W_C + \frac{W_W}{2} \\ T_B(g) - \left(1 - \cos\left(\frac{g - (W_C - \frac{W_W}{2})}{W_W} \cdot \pi\right)\right) \cdot \frac{W_H}{2} & \text{sonst} \end{cases} \quad (3)$$

Die Mitte W_C des Dropfensters bestimmt den Voxelgrauwert, um den herum die überproportionale Abschwächung beginnt. Die Breite W_W des Dropfensters legt die Steilheit des Abfalls fest, die Höhe W_H des Dropfensters den absoluten Betrag (die Amplitude).

3 Ergebnisse

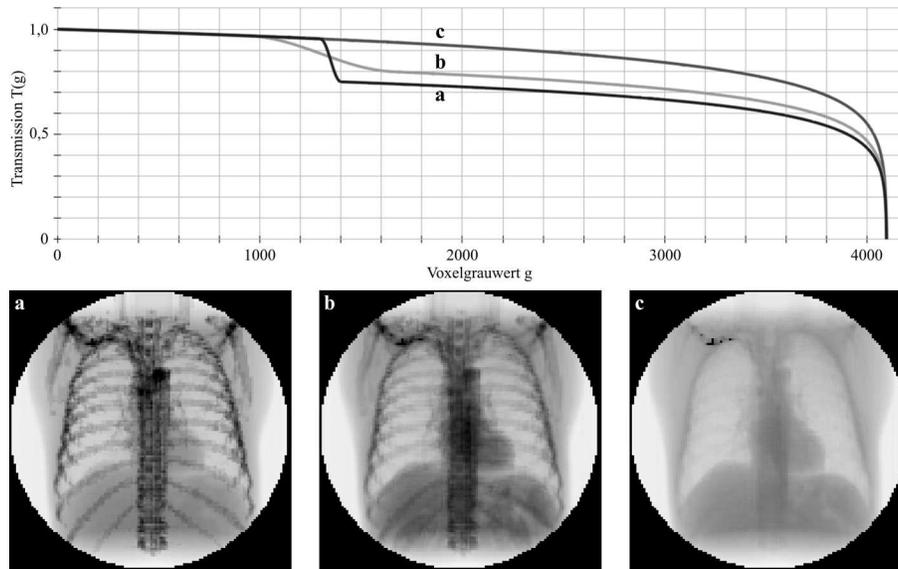
Das beschriebene Modell wurde in ein Bildverarbeitungsmodul für MeVisLab implementiert und darauf basierend DRRs mit verschiedenen Dropfenster-Einstellungen berechnet. Beispiele sind in Abb. 2 dargestellt.

4 Diskussion

Das vorgestellte Modell ermöglicht eine Berechnung von DRRs, die Röntgenbildern der klinischen Routine sehr ähnlich sind; die Einstellung geschieht über wenige Parameter, welche die Vorgänge in biologischem Gewebe nachbilden.

Diese Parameter spiegeln die klinische Erfahrung wider und können direkt mit der in der radiologischen Bildgebung für die Kontrastierung von Bildern verantwortlichen Größe korreliert werden: der Strahlenenergie, die für die Aufnahme eingesetzt wird. Vereinfacht dargestellt nimmt der Kontrast mit zunehmender Strahlenenergie ab. Darauf aufbauend können die Dropfensterparameter über

Abb. 2. Verschiedene Dropfenster-Einstellungen und daraus berechnete DRRs. Einstellung a zeigt eine Kurve mit schmalem, aber hohem Dropfenster; das resultierende DRRs ist sehr kontrastreich. Die Einstellungen b und c weisen Kurven mit zunehmend breiterem und flacherem Dropfenster auf. Die resultierenden DRRs sind dementsprechend weniger kontrastreich



die für die Erzeugung eines DRRs angenommene Strahlenenergie gesteuert werden, indem z.B. bei einer angenommenen hohen Strahlenenergie ein niedriges, breites Dropfenster zum Einsatz kommt (Abb. 2, Einstellung c), bei einer angenommenen niedrigen Strahlenenergie hingegen ein hohes, schmales Dropfenster (Abb. 2, Einstellung a).

Die Mitte des Dropfensters sollte im niedrigen Voxelgraywertbereich von Knochengewebe liegen, da Röntgenstrahlen mit in der medizinischen Anwendung (ohne Mammographien) üblichen Energien von 60 keV bis 160 keV besonders bei Knochengewebe die oben beschriebene überproportionale Abschwächung aufweisen.

Literaturverzeichnis

1. Löbber S. Visualisation of Two-Dimensional Volumes. [Dissertation]. TU Berlin; 2004.
2. Sherouse GW. Computation of digitally reconstructed radiographs for use in radiotherapy treatment design. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1990;18(3):651–8.
3. Li X. Digitally reconstructed radiograph generation by an adaptive Monte Carlo method. *Phys Med Biol.* 2006;51:2745–52.