

Schnelles Voxel-Resampling für DRR-Raycasting-Verfahren in der 2D/3D-Registrierung

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

¹Hochschule Bremerhaven

²Mevis Research gGmbH, Bremen

axl@axelneue.de

Kurzfassung. Das Raycasting ist ein etabliertes Verfahren zur Berechnung von Digital Rekonstruierten Röntgenbildern (DRRs), auf Basis von CT-Daten approximierten Radiographien, die vorwiegend für die 2D/3D-Registrierung und die Strahlentherapieplanung eingesetzt werden. Das Strahlresampling ist der mit Abstand langwierigste Schritt des Raycastings. Es wird ein Algorithmus vorgestellt, der diesen Vorgang auf das absolute Minimum reduziert, aber trotzdem die Berechnung von DRRs ermöglicht, die qualitativ für die meisten Anwendungen in der 2D/3D-Registrierung ausreichen.

1 Einleitung

Digital Rekonstruierte Röntgenbilder (DRRs) sind auf Basis von CT-Daten approximierte Projektionen eines dreidimensionalen CT-Volumens auf eine zweidimensionale Bildebene. Sie werden vorwiegend für die 2D/3D-Registrierung und die Strahlentherapieplanung eingesetzt. Das ursprüngliche und naivste Verfahren zur Berechnung von DRRs ist das Raycasting: die Verfolgung einer Anzahl von virtuellen Röntgenstrahlen durch einen virtuellen Patienten hindurch. Für die Ermittlung der Voxel eines CT-Datensatzes, die ein solcher Strahl durchquert (Resampling) sind verschiedene Verfahren beschrieben; besonders der Algorithmus von Siddon [1], der sich durch eine hohe Genauigkeit auszeichnet und jener von Amanatides und Woo [2], der einen Kompromiss zwischen Geschwindigkeit und Qualität darstellt, werden häufig zitiert. Mit dieser Arbeit wird ein Algorithmus vorgestellt, der die Berechnungen auf das absolute Minimum reduziert und daher sehr schnell ist. Weiterhin wird gezeigt, dass die daraus erzielte DRR-Qualität für die Anwendung in der 2D/3D-Registrierung ausreichend ist.

2 Material und Methoden

Als Plattform für die Entwicklung und den Test des im Folgenden vorgestellten Algorithmus' diente ein IBM-kompatibler PC mit 3.4-GHz-Prozessor und 2 GB Hauptspeicher. Die Implementierung erfolgte in Form eines Moduls für

Tabelle 1. Durchschnittliche Berechnungszeiten aus zehn Messungen für das Resampling eines Strahls nach „Nearest Neighbour“- und Siddon-Algorithmus in Abhängigkeit von Eingangsdatensatz und Projektionswinkel (Rotation um die z -Achse)

Volumendatensatz	Projektionswinkel	„Nearest Neighbour“	Siddon
Thorax-CT, 82×82×78 Voxel	0°	0,04 ms	1,93 ms
Thorax-CT, 82×82×78 Voxel	30°	0,04 ms	2,29 ms
Femur-CT, 512×512×130 Voxel	0°	0,24 ms	6,20 ms
Femur-CT, 512×512×130 Voxel	30°	0,27 ms	7,30 ms

$$V_x = \frac{E_x - S_x}{n}, V_y = \frac{E_y - S_y}{n}, V_z = \frac{E_z - S_z}{n} \in [-1, 1] \quad (2)$$

Sind alle Einzelkomponenten V_x , V_y und V_z des Nachbar-Vektors ermittelt, so wird im zweiten Schritt die Länge eines einzelnen Strahlabschnittes pro Voxelschicht aus der euklidische Länge $|\vec{V}| = \sqrt{V_x^2 + V_y^2 + V_z^2}$ des Nachbar-Vektors berechnet. Hier wird deutlich, dass bei diesem Algorithmus - im Gegensatz zum Verfahren nach Siddon - alle Strahlabschnitte (Samples) die gleiche Länge und damit die gleiche Wichtung für die Ergebnisberechnung aufweisen.

Im letzten Schritt schließlich erfolgt das eigentliche Resampling, in dem ausgehend vom Startpunkt S und mit dem Nachbar-Vektor als Zeiger auf das jeweils nächste Voxel alle Grauwerte der betroffenen Voxel des Eingangsbilds ermittelt und zusammen mit der zuvor berechneten Länge $|\vec{V}|$ gespeichert werden.

Der Algorithmus wurde in der Implementierung dahingehend optimiert, dass das Sampling nicht beim tatsächlichen Startpunkt S beginnt und beim Endpunkt E endet, sondern vom ersten im CT-Datensatz enthaltenen Voxel S' bis zum letzten enthaltenen Voxel E' läuft (mit entsprechender Anpassung von (1)).

In Pseudocode lässt sich das Resampling dann wie folgt beschreiben:

```

voxelPosition = S'
loop n times:
    sample.greyValue = getVoxelGreyValueAt(voxelPosition)
    sample.length =  $|\vec{V}|$ 
    store(sample)
    voxelPosition = voxelPosition +  $\vec{V}$ 

```

3 Ergebnisse

Der beschriebene Algorithmus wurde gemeinsam mit dem Siddon-Algorithmus in ein Bildverarbeitungsmodul für MeVisLab implementiert und sowohl hinsichtlich der Berechnungsgeschwindigkeit als auch der praktischen Qualität getestet.

Es wurde die Zeit ermittelt, die für das Resampling eines Strahls nötig ist. Hierfür wurden zwei Eingangsdatensätze (ein Thorax-CT mit 82×82×78 Voxeln und ein Femur-CT mit 512×512×130 Voxeln) mit den beiden Resampling-Methoden für zwei verschiedene Projektionswinkel (0° und 30° Rotation um die

z -Achse) getestet. Die Ergebnisse sind in Tabelle 1 aufgeführt. Es ist deutlich zu erkennen, dass das Strahlresampling nach Siddon bei diesen Tests um etwa den Faktor 25 bis 60 langsamer ist als der vorgestellte Algorithmus.

Zur Beurteilung der Qualität wurden nach beiden Verfahren berechnete DRRs in einer Applikation zur 2D/3D-Registrierung getestet; dort konnte kein bedeutender Unterschied in der Qualität des Registrierungsergebnisses festgestellt werden. In Abb. 2 sind zwei Ähnlichkeitskurven dargestellt.

4 Diskussion

Der vorgestellte „Nearest Neighbour“-Algorithmus ist sehr schnell und für die Anwendung in der 2D/3D-Registrierung ausreichend genau. Es werden alle Schichten des Voxelvolumens einer Hauptrichtung durchlaufen und durch Abtastung äquidistanter Punkte entlang eines virtuellen Strahls nur diejenigen Voxel gesampelt, deren Mittelpunkte diesem Strahl in der jeweiligen Schicht am nächsten sind. Dadurch kann die Anzahl der in einem Programm nötigen Schleifendurchläufe auf das absolute Minimum (die Anzahl der betroffenen Voxelschichten) beschränkt werden.

Es gehen jedoch - im Gegensatz zu den Verfahren nach Siddon oder Amantides und Woo, die jedes durchquerte Voxel berücksichtigen - Informationen verloren. Im ungünstigsten Fall (d.h. bei isotropen Voxeln und einem Projektionswinkel von 45°) kann diese Ungenauigkeit bei annähernd 50% liegen. Dieses auf den ersten Blick erhebliche Problem relativiert sich aber, wenn man berücksichtigt, dass die benachbarten Voxel eines CT-Datensatzes nur selten sehr große Unterschiede in den Grauwerten aufweisen. Selbst starke Kontraste in der Röntgengichte (beispielsweise am Übergang von Weichteil- zu Knochengewebe) ergeben sich technisch bedingt kaum von einem Voxel zum nächsten, sondern sind in der Regel über einige Voxelnachbarn verteilt. Dadurch wird der nachteilige Effekt des ungenauen Grauwert-Resamplings deutlich abgeschwächt. Weiterhin

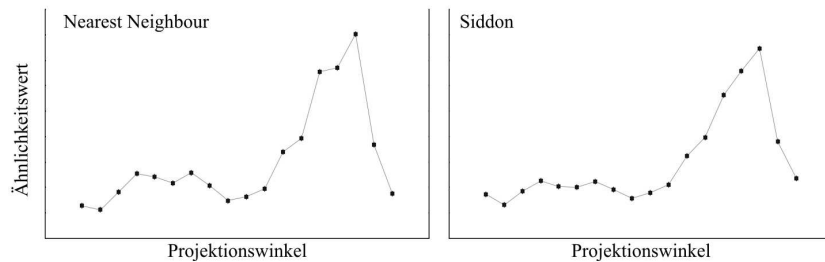
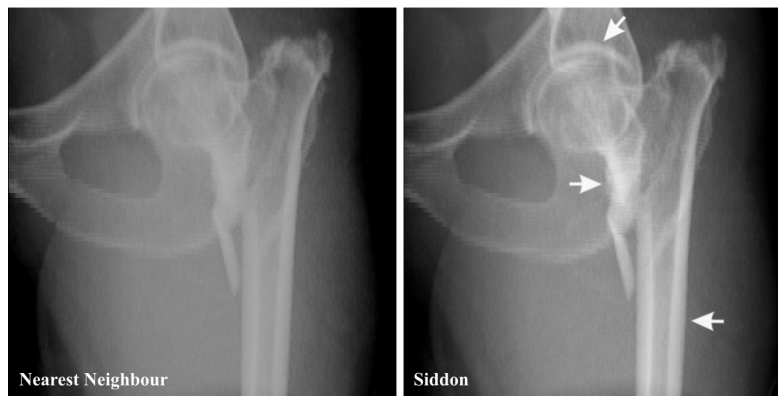


Abb. 2. Kurven der Ähnlichkeitswerte (Mutual Information) aus einer Applikation zur 2D/3D-Registrierung. Links für DRRs, die mittels „Nearest Neighbour“ berechnet wurden, rechts für DRRs, die auf dem Siddon-Algorithmus basieren. Das Registrierungsergebnis (höchster Wert) ist für beide Verfahren das gleiche; auch die Verläufe der Kurven sind sehr ähnlich

Abb. 3. Vergleich eines mit dem beschriebenen „Nearest Neighbour“-Algorithmus erzeugten DRRs mit einem auf dem Siddon-Algorithmus basierenden DRR bei dem für den „Nearest Neighbour“-Algorithmus ungünstigsten Fall eines Projektionswinkel von 45° Rotation um die z-Achse des Eingangsbilds. Das Siddon-Bild zeichnet sich durch feinere Strukturierung und stärkeren Kontrast kleiner Details aus (Pfeilmarkierungen). Auch beim „Nearest Neighbour“-Bild sind aber alle Strukturen deutlich zu erkennen und für die Anwendung in der 2D/3D-Registrierung ausreichend



ist zu bedenken, dass die Auswirkung der Ungenauigkeit auf das Ausgangsbild direkt von der Voxelgröße des Eingangsbilds abhängt. Für ein DRR mit einer Pixelgröße von $2 \times 2 \text{ mm}^2$ wäre das „Nearest Neighbour“-Resampling aus einem Eingangsbild datensatz mit einer Voxelgröße von $2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$ akzeptabel, da der absolute Fehler auf maximal eine halbe Voxelgröße limitiert ist. Zur Veranschaulichung der Bildqualität des „Nearest Neighbour“-Algorithmus sind in Abb. 3 zwei DRRs (Pixelgröße $1,79 \times 1,79 \text{ mm}^2$) gegenübergestellt, die auf Basis von CT-Daten mit einer Voxelgröße von etwa $0,43 \times 0,43 \times 2 \text{ mm}^3$ erstellt wurden.

Wie oben und in Abb. 2 dargestellt, stellt es für das Registrierungsergebnis keinen nennenswerten Unterschied dar, ob das Strahlresampling mittels „Nearest Neighbour“- oder mittels Siddon-Methode erfolgt. Davon ausgehend kann das Strahlresampling für den Registrierungsvorgang ohne Probleme grundsätzlich mittels „Nearest Neighbour“ erfolgen, da der Zugewinn an Qualität durch die Siddon-Methode in keinem Verhältnis zum dafür erforderlichen Rechenaufwand steht und für die Registrierung letztlich nur geeignete und nicht unbedingt perfekte Bilder erstellt werden müssen. Der Zeitfaktor steht hier im Vordergrund.

Literaturverzeichnis

1. Siddon RL. Fast calculation of the exact radiological path for a three-dimensional CT array. *Med Phys.* 1985;12(3):252–5.
2. Amanatides J, Woo A. Fast voxel traversal algorithm for ray casting. *Procs Eurographics.* 1987; p. 3–10.
3. Bresenham JE. Algorithm for computer control of a digital plotter. *IBM Syst J.* 1965;4(1):25–30.