Bachelor Thesis

Implementation and Evaluation of DRR algorithms (ray casting, wobbled splatting) for the ITK

Markus Neuner

neuner.markus@gmx.net

January 2009

Created in the course of the study of biomedical informatics at the University for Health Sciences, Medical Informatics and Technology (UMIT)

Tutor: Univ.-Prof. Dr. med. Rainer Schubert[1], Bsc. Philipp Steininger[2]

[1]Leader of the Institute for Biomedical Image Analysis (IBIA)
[2]Research associate at the Institute for Biomedical Image Analysis (IBIA)

Abstract

Intensity-based registration of a 3D volumetric dataset (e.g. CT, MRI) to one or more 2D X-ray images is a common task in medical image processing. It is used in radiotherapy treatment planning and verification, image guided therapy and in the field of computer-aided surgery. Another application is the registration of a 3D statistical model that incorporates a-priori knowledge of the shape and/or intensities. It offers the ability to generate a possible 3D reconstruction from one or more 2D X-ray images. This additional information can be used to make segmentation or contour extraction more robust, stable and accurate. This work is motivated by an earlier work at the IBIA, where a 3D statistical shape and intensity model ("InShape"-model) of the femur is used for segmentation to provide an observer-independent placement of one or more regions of interest, which is used to quantify the local bone quality of the proximal femur with statistical or texture-based methods. The generation of digitally reconstructed radiographs (DRRs), a simulated X-ray image by projecting a 3D dataset, is an important step during the registration process that is computationally expensive and typically a bottleneck. The objective of this thesis is to improve the performance of DRR generation for the intensity-based 3D to 2D registration.

Various direct volume-rendering algorithms that generate DRRs (ray casting, splatting, wobbled splatting, attenuation field, progressive attenuation field, Fourier volume-rendering, shear-warp, texture mapping and Monte Carlo volume-rendering) were compared and their pros and cons are summarized.

The used software framework (ITK) offers a lot of powerful features for medical image processing and registration. Unfortunately, there is currently only one DRR method (ray casting) available that enables the registration framework to perform intensity-based 3D to 2D registration. Furthermore, the currently available functionality hast some problems: Missing class architecture for DRR generation methods, unsuited base class, functionality is split up and realised by more classes, missing configuration options, low order bi-linear interpolation, only rigid transformations are supported, problems with the usage and configuration and all disadvantages of ray casting.

To improve the performance of intensity-based 3D to 2D registration the DRR generation method wobbled splatting with focus wobbling was implemented. To address the existing problems and to implement wobbled splatting a new easily expansible and flexible class architecture for DRR generation methods was crated. An adapter (wrapper) was implemented to use the DRR methods with the registration framework. The implemented DRR generation methods support multi-threading, share the same configuration for the X-ray geometry, support affine transformations, offer an intensity transfer function, provide different types of compositing and are well configurable.

The standard deviation σ of wobbled splatting has a strong influence on the image quality. If σ is too small, artifacts occur, and if σ is too big, the resulting DRR is blurred. Therefore the minimum value for σ, at which no artifacts occur (σ_{min}), was determined for different volumetric datasets. Ray casting was implemented to generate reference images for evaluation. It could be proved that σ_{min} solely depends on the maximal spacing in the volumetric dataset, the minimal spacing in the DRR, the ratio between FOD and FFD and the used splat-assignment method (nearest, linear), which was theoretically established. An equation was defined to predict σ_{min} with a mean error of 0.325 for a general prediction and 0.058 for a dataset specific prediction.

To determine the performance of the implemented methods an evaluation of computation times was performed. The run-times of ray casting are quite high since it is not optimised, sampling and DRR spacing obey the sampling theorem and all calculations are performed with `double` precision, but the generated DRRs have a very high quality. With more threads the run-times can be reduced by 38.94-74.6% on average. Wobbled splatting with focus wobbling requires 2.10-6.47% on average of the corresponding ray casting time. With more threads the run-times can be reduced by 28.37-41.99% on average. The run-times increase again if more threads are used than CPUs are available. The achieved run-times are competitive to other state-of-the-art DRR generation methods and can be further reduced by pre-computation of the random focal offsets, reduction of the precision to `float` and multi-threading.

Zusammenfassung

Die helligkeitsbasierte Registrierung eines 3D Datensatzes (z.B. CT, MRI) zu einem oder mehreren Röntgenbildern ist eine häufige Aufgabe in der medizinischen Bildverarbeitung. Sie wird in der radiotherapeutischen Behandlungsplanung und Verifikation, bildgeführten Therapie und im Bereich der computerunterstützen Chirurgie angewendet. Eine weitere Anwendung ist die Registrierung eines statistischen 3D Modells, welches a-priori Wissen über die Form und/oder die Helligkeitswerte berücksichtigt. Dies ermöglicht die Rekonstruktion eines möglichen 3D Modells aus einem oder mehreren Röntgenbildern. Diese Zusatzinformation kann für die Segmentierung verwendet werden und macht diese robuster, stabiler und genauer. Die Motivation dieser Arbeit basiert auf einer früheren Arbeit am IBIA, welche ein statistisches 3D Form- und Grauwertmodell („InShape"-Modell) des Femurs zur Segmentierung verwendet. Dies ermöglicht eine beobachterunabhängige Platzierung von relevanten Regionen für die Quantifizierung der lokalen Knochenqualität des proximalen Femurs mit statistischen und texturbasierten Methoden. Die Generierung von digital generierten Röntgenbildern (DRRs) ist ein wichtiger Schritt während der Registrierung, sehr rechenintensiv und typischerweise ein Engpass. Das Ziel dieser Arbeit ist die Steigerung der Performanz der DRR Generierung für die helligkeitsbasierte 3D zu 2D Registrierung.

Mehrere Volume-Rendering (VR) Algorithmen für die DRR Generierung (Ray-Casting, Splatting, Wobbled-Splatting, attenuation field, progressive attenuation field, Fourier VR, shear-warp, texture mapping und Monte Carlo VR) wurden verglichen und ihre Vor- und Nachteile zusammengefasst.

Der verwendete Softwareframework (ITK) bietet umfassende Funktionalitäten für die medizinische Bildverarbeitung und Registrierung. Momentan ist jedoch nur eine DRR Methode (ray casting) verfügbar, welche eine helligkeitsbasierte 3D zu 2D Registrierung ermöglicht. Zudem bestehen einige Probleme: Fehlende Klassenarchitektur für DRR Methoden, ungeeignete Basisklasse, verteilte Funktionalität über mehrere Klassen, fehlende Konfigurierbarkeit, Bi-Lineare Interpolation, nur rigide Transformationen werden unterstützt, Probleme bei der Konfiguration und alle Nachteile von Ray-Casting.

Um die Performanz der Registrierung zu steigern wurde die DRR Methode Wobbled-Splatting mit Fokus-Wobbling implementiert. Zur Behebung der existierenden Probleme und für die Implementierung von Wobbled-Splatting wurde eine neue einfach erweiterbare und flexible Klassenarchitektur für alle DRR Methoden erstellt. Ein Adapter (Wrapper) wurde implementiert um die DRR Methoden mit dem Registrierungsframework verwenden zu können. Die erstellten DRR Methoden unterstützen Multi-Threading, besitzen eine Einheitliche Konfiguration der Röntgengeometrie, unterstützen affine Transformationen, stellen eine Helligkeits-Transferfunktion zur Verfügung, unterstützen unterschiedliche Methoden für das Compositing und sind gut konfigurierbar.

Die Standardabweichung σ von Wobbled-Splatting hat einen starken Einfluss auf die Bildqualität. Ist σ zu klein treten Artefakte auf und ist σ zu groß ist das DRR unscharf. Deshalb wurde der minimale Wert für σ, bei welchem keine Artefakte auftreten (σ_{min}), für unterschiedliche Datensätze ermittelt. Für die Generierung von Referenzbildern zur Evaluierung wurde Ray-Casting implementiert. Es konnte bewiesen werden dass σ_{min} alleinig vom maximalen Spacing im Volumen, minimalen Spacing im DRR, dem Verhältnis von FOD und FFD und der verwendeten Splat-Assignment Methode (nearest, linear) abhängt, was auch theoretisch festgestellt wurde. Es wurde eine Formel für die Berechnung von σ_{min} definiert, welche σ_{min} mit einem mittleren Fehler von 0,325 bei einer generellen und mit 0,058 bei einer datensatzspezifischen Vorhersage berechnet.

Um die Performanz der implementierten DRR Methoden festzustellen wurden die Rechenzeiten evaluiert. Ray-Casting hat relativ lange Laufzeiten, da diese Methode nicht optimiert wurde, das Sampling und DRR Spacing das Abtasttheorem erfüllen und alle Berechnungen mit Genauigkeit `double` erfolgten, aber die generierten DRRs besitzen eine sehr hohe Qualität. Mit mehreren Threads können die Laufzeiten um durchschnittlich 38,94-74,6% gesenkt werden. Wobbled-Splatting mit Fokus-Wobbling benötigt durchschnittlich 2,10-6,47% der entsprechenden Ray-Casting Laufzeit. Mit mehreren Threads können die Laufzeiten um durchschnittlich 28,37-41,99% gesenkt werden, aber diese werden wieder länger wenn mehrere Threads verwendet werden als Prozessoren vorhanden sind. Die erzielten Rechenzeiten sind konkurrenzfähig zu anderen „state-of-the-art" DRR Methoden und können durch Vorberechnung der zufälligen Fokusverschiebung, einer Reduktion der Genauigkeit auf `float` und Multi-Threading weiter verringert werden.

Contents

9 Acknowledgements

I would like to thank my mother for her support during my studies and in particular my girlfriend Melanie for her motivation, continuous support and endless patience.

Moreover, I want to thank my tutors Rainer Schubert and especially Philipp Steininger for giving me the chance to write this thesis at the IBIA, for their support, patience and the provided materials. Many thanks also to Philipp for testing the implemented classes with the ITK registration framework and for the friendly contact.

I also thank Mag. Maria Steinbauer for proof-reading of the spelling and grammar of this thesis.

This work benefited from the use of the ITK, CMake and their documentation.

References

[1] Li X, Yang J, Zhu Y. Digitally reconstructed radiograph generation by an adaptive Monte Carlo method. Physics in Medicine and Biology. 2006;51(11):2745–2752.

[2] Lamecker H, Wenckebach TH, Hege HC. Atlas-based 3D-Shape Reconstruction from X-Ray Images. In: Proc. 18th International Conference on Pattern Recognition ICPR 2006. vol. 1; 2006. p. 371–374.

[3] Dong X, Ballester MÁG, Zheng G. Automatic Extraction of Femur Contours from Calibrated X-Ray Images using Statistical Information. Journal of Multimedia. 2007;2(5):46–54.

[4] Russakoff DB, Rohlfing T, Rueckert D, Shahidi R, Kim D, Calvin R Maurer J. Fast calculation of digitally reconstructed radiographs using light fields. In: Sonka M, Fitzpatrick JM, editors. Medical Imaging 2003: Image Processing. vol. 5032. SPIE; 2003. p. 684–695.

[5] Lehmann T, Oberschelp W, Pelikan E. Bildverarbeitung für die Medizin. vol. 1. Berlin: Springer; 1997.

[6] Steininger P. 2D-Segmentierung des Femurs anhand statistischer 3D-Modelle [Bachelor-Thesis]. Institute for Biomedical Image Analysis (IBIA), University for Health Sciences, Medical Informatics and Technology (UMIT); 2007.

[7] Yoo TS. Insight into Images: Principles and Practice for Segmentation, Registration, and Image Analysis. AK Peters Ltd; 2004.

[8] Preim B, Bartz D. Visualization in Medicine: Theory, Algorithms, and Applications (The Morgan Kaufmann Series in Computer Graphics). San Francisco, CA, USA: Morgan Kaufmann Publishers Inc.; 2007.

[9] Johnson C, Hansen C. Visualization Handbook. Orlando, FL, USA: Academic Press, Inc.; 2004.

[10] Ibanez L, Schroeder W, Ng L, Cates J. The ITK Software Guide. http://www.itk.org/ItkSoftwareGuide.pdf; 2005.

[11] Bronstein IN, Semendjajew KA, Musiol G. Taschenbuch der Mathematik. vol. 6. Frankfurt am Main: Wissenschaftlicher Verlag Harri Deutsch GmbH; 2005.

[12] Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), Part 3: Information Object Definitions. 1300 N. 17th Street, Rosslyn, Virginia 22209 USA; 2004.

[13] Meijering EHW, Niessen WJ, Pluim JPW, Viergever MA. Quantitative Comparison of Sinc-Approximating Kernels for Medical Image Interpolation. In: MICCAI '99: Proceedings of the Second International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention. London, UK: Springer-Verlag; 1999. p. 210–217.

[14] Goshtasby AA. 2-D and 3-D Image Registration: for Medical, Remote Sensing, and Industrial Applications. 1st ed. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.; 2005.

[15] Graham J. Image Processing and Analysis: A Practical Approach. 1st ed. New York, NY, USA: Oxford University Press, Inc.; 2000.

[16] Buss SR. 3D Computer Graphics: A Mathematical Introduction with OpenGL. 1st ed. New York, NY, USA: Cambridge University Press; 2003.

[17] Birkfellner W, Seemann R, Figl M, Hummel J, Ede C, Homolka P, et al. Wobbled splatting—a fast perspective volume rendering method for simulation of x-ray images from CT. Physics in Medicine and Biology. 2005;50(9):N73–N84.

[18] The Insight Segmentation and Registration Toolkit [homepage on the Internet]. Insight Software Consortium;. Available from: www.itk.org [updated 2008 Nov 4; cited 2008 Nov 7].

[19] Mahfouz M, Badawi A, Fatah EEA, Kuhn M, Merkl B. Reconstruction of 3D Patient-Specific Bone Models From Biplanar X-Ray Images Utilizing Morphometric Measurements. In: IPCV. vol. 2; 2006. p. 345–349.

[20] Levoy M. Display of Surfaces from Volume Data. IEEE Comput Graph Appl. 1988;8(3):29–37.

[21] Max N. Optical Models for Direct Volume Rendering. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics. 1995;1(2):99–108.

[22] Kersken S. IT-Handbuch für Fachinformatiker. 3rd ed. Bonn, Germany: Galileo Press GmbH; 2008.

[23] Csebfalvi B, Szirmay-Kalos SK. Monte Carlo Volume Rendering. In: VIS '03: Proceedings of the 14th IEEE Visualization 2003 (VIS'03). Washington, DC, USA: IEEE Computer Society; 2003. p. 59.

[24] Csebfalvi B. Interactive Transfer Function Control for Monte Carlo Volume Rendering. In: VV '04: Proceedings of the 2004 IEEE Symposium on Volume Visualization and Graphics. Washington, DC, USA: IEEE Computer Society; 2004. p. 33–38.

[25] Westover L. Footprint evaluation for volume rendering. In: SIGGRAPH '90: Proceedings of the 17th annual conference on Computer graphics and interactive techniques. New York, NY, USA: ACM; 1990. p. 367–376.

[26] Westover L. Interactive volume rendering. In: VVS '89: Proceedings of the 1989 Chapel Hill workshop on Volume visualization. New York, NY, USA: ACM; 1989. p. 9–16.

[27] Rohlfing T, Russakoff DB, Denzler J, Mori K, Calvin R Maurer J. Progressive attenuation fields: Fast 2D-3D image registration without precomputation. Medical Physics. 2005;32(9):2870–2880.

[28] Doxygen generated ITK 3.8 Documentation. [homepage on the Internet]. Insight Software Consortium;. Available from: www.itk.org/Doxygen38/html/index.html [updated 2008 Nov 5; cited 2008 Dec 28].

[29] Insight-users [homepage on the Internet]. Kitware, Inc.;. Available from: www.itk.org/mailman/listinfo/insight-users [updated 2008 Dec 28; cited 2008 Dec 28].

[30] The Open Source Definition [homepage on the Internet]. Open Source Initiative (OSI);. Available from: opensource.org/docs/osd [updated 2006 Jul 7; cited 2008 Dec 28].

[31] Debian GNU/Linux [homepage on the Internet]. Software in the Public Interest, Inc.;. Available from: www.debian.org [updated 2008 Dec 28; cited 2008 Dec 28].

[32] GNU Project [homepage on the Internet]. Free Software Foundation, Inc.;. Available from: www.gnu.org [updated 2008 Dec 18; cited 2008 Dec 28].

[33] Kubuntu [homepage on the Internet]. Canonical Ltd.;. Available from: www.kubuntu.org [updated 2008 Dec 19; cited 2008 Dec 28].

[34] Ubuntu [homepage on the Internet]. Canonical Ltd.;. Available from: www.ubuntu.net [updated 2008 Nov 18; cited 2008 Dec 28].

[35] JTC1/SC22/WG21 - The C++ Standards Committee [homepage on the Internet]. international standardization working group for the programming language C++;. Available from: www.open-std.org/jtc1/sc22/wg21/ [updated 2008 Dec 12; cited 2008 Dec 28].

[36] Meyers S. Effective C++: 55 Specific Ways to Improve Your Programs and Designs (3rd Edition). 3rd ed. Addison-Wesley Professional; 2005.

[37] Stroustrup B. The C++ Programming Language (Special 3rd Edition). 3rd ed. Boston, MA, USA: Addison-Wesley Longman Publishing Co., Inc.; 2000.

[38] GCC, the GNU Compiler Collection [homepage on the Internet]. Free Software Foundation, Inc.;. Available from: gcc.gnu.org [updated 2008 Nov 27; cited 2008 Dec 28].

[39] Doxygen [homepage on the Internet]. Dimitri van Heesch;. Available from: www.doxygen.org [updated 2008 Dec 27; cited 2008 Dec 28].

[40] CMake [homepage on the Internet]. Kitware, Inc.;. Available from: www.cmake.org [updated 2008 Sep 25; cited 2008 Dec 28].

[41] VXL [homepage on the Internet]. vxl-maintainers at lists.sourceforge.net;. Available from: vxl.sourceforge.net [updated 2008 Dec 5; cited 2008 Dec 28].

[42] Eclipse [homepage on the Internet]. Eclipse Foundation, Inc.;. Available from: www.eclipse.org [updated 2008 Dec 28; cited 2008 Dec 28].

[43] BASH [homepage on the Internet]. Free Software Foundation, Inc.;. Available from: www.gnu.org/software/bash/bash.html [updated 2006 Nov 20; cited 2008 Dec 28].

[44] Subversion (SVN) [homepage on the Internet]. CollabNet, Inc.;. Available from: subversion.tigris.org [updated 2006 Nov 20; cited 2008 Dec 28].

[45] gnuplot [homepage on the Internet]. Thomas Williams, Colin Kelley;. Available from: www.gnuplot.info [updated 2008 Nov 21; cited 2008 Dec 28].

[46] Inkscape [homepage on the Internet]. Free Software Foundation, Inc.;. Available from: www.inkscape.org [updated 2008 Nov 9; cited 2008 Dec 28].

[47] LaTeX - A document preparation system [homepage on the Internet]. LaTeX project team;. Available from: www.latex-project.org [updated 2008 Feb 13; cited 2008 Dec 28].

[48] LyX - The Document Processor [homepage on the Internet]. Free Software Foundation, Inc.;. Available from: www.lyx.org [updated 2008 Dec 13; cited 2008 Dec 28].

[49] Ericson C. Real-Time Collision Detection (The Morgan Kaufmann Series in Interactive 3-D Technology). Morgan Kaufmann; 2004.

[50] Philips. Handbuch Radiographie: Anmerkungen und Beispiele zur Aufnahmetechnik und Einstelltechnik. Philips Medizin Systeme GmbH; 1996.

[51] Siemens. Medizinische Technik, Daten, Formeln, Fakten. Siemens Aktiengesellschaft, Berlin und München; 1997.

[52] Steininger P. XSePT - A Generic Scientific Tool for Model-based 2D/3D-Image-Segistration [Master-Thesis]. Institute for Biomedical Image Analysis (IBIA), University for Health Sciences, Medical Informatics and Technology (UMIT); 2009.

[53] SLOCCount [homepage on the Internet]. David A. Wheeler;. Available from: www.dwheeler.com/sloccount/ [updated 2004 Aug 1; cited 2008 Dec 28].