

Computergestützte Auswertung koronarangiographischer Bildfolgen hinsichtlich des Myocardialen Blushgrades

M. Erbacher¹, G. Korosoglou² und H. Dickhaus¹

¹Institut für Medizinische Biometrie und Informatik,
Abteilung Medizinische Informatik, 69120 Heidelberg

²Kardiologische Abteilung des Universitätsklinikums Heidelberg, 69120 Heidelberg
Email: markus.erbacher@med.uni-heidelberg.de

Zusammenfassung. Aufgrund der hohen Zahl an Sterbefällen in Folge von Herz-Kreislaufkrankungen, ist es wünschenswert eine quantitative Aussage für die Durchblutung des Herzmuskels zu erhalten. Es hat sich gezeigt, dass die Bestimmung des myocardialen Blushgrades gegenüber der alleinigen Bestimmung des TIMI-Frame-Counts Vorteile für die Bewertung des Patientenzustands bringt. Um die Bestimmung der Blushgrades zu verbessern, wird eine Methode zur Bewegungskompensation vorgestellt. Das vorgestellte Verfahren kann Translationen und Rotationen korrigieren. Außerdem wird auf den Nutzen der bei der Auswertung berechenbaren Parameterbilder eingegangen. Dabei werden sowohl neue Parameter vorgestellt, wie auch der Nutzen zur Bestimmung der ROI erläutert.

1 Problemstellung

Nach Angaben des Statistischen Bundesamts wird die Hälfte aller Sterbefälle durch eine Herz-Kreislaufkrankung verursacht. Ungefähr zwei Drittel dieser Todesfälle entstehen durch die koronare Herzkrankheit (KHK). Die Zahl der Infarkte, von denen man annimmt, dass sie sich sehr häufig aus einer KHK entwickeln, liegt bei etwa 200.000 pro Jahr; davon verlaufen ca. 35% tödlich [1]. Der Trend dieser Zahlen ist zunehmend. Routinemäßig wird bei diesen Erkrankungen bei Stenoseverdacht eine Koronarangiographie durchgeführt. Während eines solchen Eingriffs wird zur Auflösung einer Stenose normalerweise eine PTCA (pulmonare transluminale Koronarangioplastie) durchgeführt. Nach einem solchen Eingriff ist es wünschenswert direkt aus der Angiographie einen objektiven Wert für die Durchblutung des Myokards zu erhalten.

2 Stand der Forschung

Zur Bewertung des Erfolges einer PTCA werden unterschiedliche Verfahren eingesetzt. Zum einen kann eine visuelle Abschätzung des Grades der Diameterstenose durch den Kardiologen erfolgen. Dieses Verfahren leidet darunter, dass von

einer Projektion auf das komplette Gefäß geschlossen werden muss. Eine weitere Möglichkeit ist das von Gibson entwickelte Verfahren des TIMI-Frame-Counts. Hierbei wird die Flussgeschwindigkeit in den Koronarien bestimmt. Beide Verfahren sagen nichts über die Durchblutung des Myokards aus wie Stone et. al. [2] gezeigt haben. Eine dritte Möglichkeit ist die Bestimmung des so genannten Blushgrades. Dabei wird aus der Abschattung des Myokards durch das Kontrastmittel auf dessen Durchblutung geschlossen. Ein computergestütztes Verfahren zur Bestimmung des Blushgrades existiert bereits [3]. Durch die unzureichende Bewegungskompensation sind aber viele Angiographieserien nur schlecht oder gar nicht auswertbar. In der Literatur gibt es schon verschiedene Ansätze zur Bewegungskompensation in angiographischen Bildfolgen [4, 5]. Diese zeichnen sich jedoch häufig durch einen hohen Rechenaufwand aus. Das ist bei der gegebenen Fragestellung, bei der die Kardiologen eine Online-Auswertung wünschen, ein entscheidender Nachteil.

3 Wesentlicher Fortschritt durch den Beitrag

Während der Aufnahme einer Angiographieserie kann es dazu kommen, dass der Aufnahmefokus verschoben wird (in den von uns untersuchten Daten bei ca. 20% aller Serien). Das geschieht immer dann, wenn der behandelnde Arzt nach Beginn der Aufnahme feststellt, dass sich das Zielgebiet nicht im sichtbaren Bereich befindet. Durch diese Bewegung ist die Bestimmung des Blushgrades ohne Bewegungskompensation nicht möglich. Das im Folgenden vorgestellte Verfahren dient dazu, solche Bewegungen zu kompensieren und dadurch die Auswertbarkeit zu verbessern. Außerdem wird eine Methode erläutert, mit deren Hilfe ein für den Blush relevantes Gebiet einfach bestimmt werden kann.

4 Methoden

Die Erstellung von kontrastreichen Angiographiefolgen wird durch ein Differenzbildverfahren erreicht. Da es für eine sinnvolle Differenzbildung nötig ist, dass sich die einzelnen Bilder nur in dem interessanten Aspekt, in diesem Fall der Verteilung des Kontrastmittels, unterscheiden, gilt es Bewegungen möglichst vollständig zu eliminieren.

Weil in dem existierenden Verfahren nur Bilder betrachtet werden, die dieselbe Phase des Herzzyklus zeigen, kann man davon ausgehen, dass die Form des Herzens konstant ist. Aus diesem Grund und da die Bewegung der Röntgenkamera keine Deformation verursacht, kann der Bewegungseffekt manuell behoben werden. Eine solche Kompensation ist jedoch zeitintensiv. Um eine schnellere Korrektur zu ermöglichen, soll diese Verschiebung durch ein Matchingverfahren automatisch kompensiert werden. Der von uns gewählte Ansatz geht davon aus, dass sich die zu matchenden Bilder nur in ihrer Lage zueinander unterscheiden. Allerdings stellt das sich über die Zeit ausbreitende Kontrastmittel ein Problem dar. Um dieses zu vermeiden werden immer zwei im zeitlichen Ablauf auf einander folgende Bilder zur Deckungsgleichheit gebracht. Anschließend

werden die Transformationen relativ zum jeweils vorherigen Bild ermittelt und die Korrektur durchgeführt. Dadurch wird eine nahezu identische Lage für alle Bilder gewährleistet.

Für die Optimierung wird ein angepasster Differenzoptimierer verwendet. Dieses Verfahren wird so modifiziert, dass Pixel, die Kontrastmittel in den Arterien darstellen, nur dann beachtet werden, wenn sie in beiden Bildern Arterien zugeordnet werden. Das geschieht durch Einstellen eines Schwellenwerts, der angibt ab welchem Wert ein Pixel einer Arterie zugehörig betrachtet werden soll.

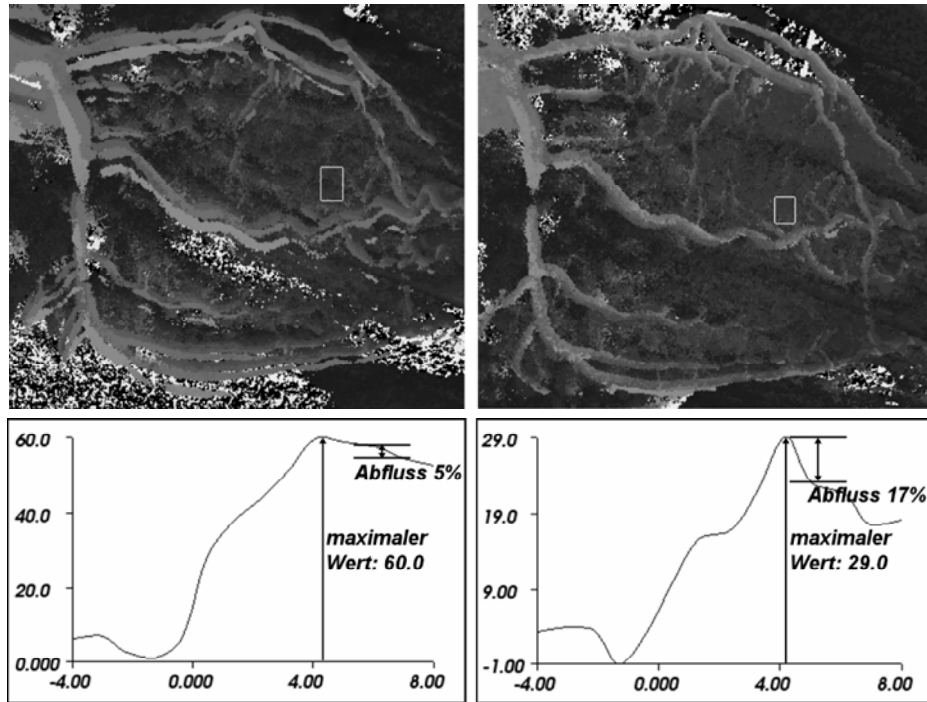
Um aus einer derart gewonnenen Serie den Blushgrade bestimmen zu können, muss der zu untersuchende Bereich, die Region of Interest (ROI), definiert werden. Dabei ist wichtig, dass sich dort keine störenden Einflüsse wie zum Beispiel Arterien, Venen oder Atmenbewegungen des Zwerchfells auswirken. Zur Unterstützung des Kardiologen bei der Auswahl der ROI werden so genannte Parameterbilder ermittelt. Sie quantifizieren einen bestimmten Aspekt der aufgenommenen Bildfolge. Als besonders nützlich hat sich dabei der Zeitpunkt des Auftretens des maximalen Grauwertes erwiesen. Hierzu wird für jedes Pixel dieser Zeitpunkt bestimmt und an der entsprechenden Stelle im Parameter-Bild eingetragen. In dieser Darstellung sind die Arterien gut vom Myokard zu unterscheiden, da das Kontrastmittel dort zeitversetzt ankommt. Eine noch bessere Trennung von Myokard und Arterien kann man erreichen, indem man den Quotienten aus maximalem Grauwert und dem Zeitpunkt seines Auftretens als Parameter verwendet (vgl. Abb. 1). Durch diese zusätzliche Information wird verhindert, dass Arterien und Myokardbereiche, die räumlich nah am Punkt der Kontrastmittelgabe liegen, denselben Wert erhalten.

5 Ergebnisse

Durch die vorgestellte Bewegungskompensation wird die Auswertbarkeit von Angiographiefolgen erhöht. Folgen, in denen es zu einer Verschiebung des Aufnahmebereichs gekommen ist, können korrekt ausgewertet werden. Das wurde von uns in einer Studie mit 100 Patienten nachgewiesen. Von diesen 100 Serien waren ohne Bewegungskompensation 60% auswertbar. Durch Nutzung des beschriebenen Verfahrens wurde die Auswertung von weiteren 20% der Serien ermöglicht. Eine Auswertung der restlichen 20% ist aus mannigfachen Gründen nicht möglich und soll Gegenstand weiterer Untersuchungen sein. Abb. 1 zeigt den Unterschied im Ergebnis der Durchblutungsbestimmung ohne und mit Bewegungskompensation. Während die Kurve für die Auswertung ohne Kompensation einen schlechten Abfluss des Kontrastmittels zeigt (maximal 5% pro Sekunde), ist dies nach der Kompensation (maximal 17% pro Sekunde) nicht mehr der Fall. Auch die maximalen Werte unterscheiden sich deutlich: Vor der Kompensation liegt der Maximalwert bei ca. 60, danach bei 29. Anhand des eben genannten Beispiels wird deutlich, dass eine Bewegungskorrektur für die Auswertung relevant ist, da sonst unter Umständen falsche Schlüsse aus der Ergebnissen gezogen werden.

Abb. 1 veranschaulicht außerdem, dass Arterien und Artefakte in den Parameterbildern deutlich zu erkennen sind. Insgesamt kann geschlossen werden,

Abb. 1. Parameterbild für den Quotienten aus maximalem Grauwert und dem Zeitpunkt seines Auftretens (oben) sowie der Grauwertverlauf innerhalb der ROI (unten) ohne und mit Bewegungskompensation; links ohne Bewegungskompensation, rechts mit Bewegungskompensation.



dass durch die Nutzung der Parameterbilder die Auswertung einfacher und robuster geworden ist, da die ROI nun üblicherweise so gewählt wird, dass sie keine Artefakte oder Arterien enthält. Dadurch wird die Variabilität zwischen den Kardiologen, die eine Blushbewertung durchführen, geringer. Auch die vorgestellte Bewegungskompensation führt zu einer weiteren Stabilisierung der Ergebnisse, indem sie selbst auch noch geringe Bewegungen korrigiert und damit die Anzahl der Artefakte reduziert.

6 Diskussion

Das vorgestellte Verfahren ist in der Lage, Verschiebungen des Aufnahmebereiches zu kompensieren und den Kardiologen bei der Auswahl einer optimalen ROI für die Blushbewertung zu unterstützen. 20% der untersuchten Serien wiesen u. a. eine starke Atmenbewegung des Zwerchfells auf. Diese konnten bislang durch das vorgestellte Verfahren nicht kompensiert werden. Hierfür soll ein elastischer Matchingansatz mit zusätzlicher Bewegungsabschätzung evaluiert werden. Die Genauigkeit der Bewegungskompensation erscheint nach einer rein visuellen Bewertung gut. Eine genauere Evaluierung wird noch durchgeführt.

Literaturverzeichnis

1. Deutschland Statistisches Bundesamt. Gesundheitswesen – Todesursachen. Internet: www.destatis.de/themen/d/thm_gesundheit.htm (gesehen 13.10.2005); 2003.
2. Stone GW, Lamsky AJ, et al. Beyond TIMI 3 Flow: The importance of restored myocardial perfusion for survival in risk patients undergoing primary or rescue PTCA. *J Am Coll Cardiol* 2000;35(403A).
3. Malsch U, Dickhaus H, Kücherer H. Quantitative Analyse von Koronarangiographischen Bildfolgen zur Bestimmung der Myokardperfusion. In: *Procs BVM*; 2003.
4. Hemmendorf M, Andersson MT, Kronander T, Knutsson H. Phase-Based Multidimensional Volume Registration. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 2002;13(12):1536–1543.
5. Buzug TM, Weese J, Lorenz C. Weighted Least Squares for Point-Based Registration in Digital Subtraction Angiography (DSA). In: *SPIE Vol. 3661*; 1999.