

Susanne Winter, Bernhard Brendel, Andreas Rick, Martin Stockheim, Kirsten Schmieder, Helmut Ermert. Registrierung 3-dimensionaler CT- und Ultraschall-Bilddaten anhand von Knochenstrukturen. 1. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer und Roboter assistierte Chirurgie, 2002

Autor:

Susanne Winter

Koautoren:

Bernhard Brendel, Andreas Rick, Martin Stockheim, Kirsten Schmieder, Helmut Ermert

Institute:

Institut für Neuroinformatik, Institut für Hochfrequenztechnik, ZN Vision Technologies AG, Neurochirurgische Universitätsklinik, Orthopädische Universitätsklinik, Bochum.

Thema:

Registrierung 3-dimensionaler CT- und Ultraschall-Bilddaten anhand von Knochenstrukturen

Keywords:

Registrierung; Ultraschall; computerunterstützte Chirurgie; Wirbelsäule; intraoperative Bildgebung

Zielstellung:

Ein zentrales Problem in der rechnergestützten Chirurgie stellt die Registrierung präoperativer Bilddaten mit dem Koordinatensystem des Operationssaals dar. Es existiert eine Reihe unterschiedlicher Registriermethoden (1,2). Die meisten der derzeit eingesetzten Verfahren sind landmarkenbasiert (3). Diese Landmarken müssen in den präoperativen Bilddaten definiert und während der Operation mit einem Pointer angefahren werden. Diese Prozedur ist zeitintensiv und fehleranfällig (4,5). Häufig ist eine mehrfache Wiederholung zum Erreichen der erforderlichen Genauigkeiten notwendig.

Andere Verfahren nutzen intraoperative Bildgebung, wobei die Registrierung durch einen Abgleich der prä- und intraoperativen Bilddaten erfolgt (6-9). Eine Definition von Landmarken ist hierbei nicht notwendig. Des Weiteren sind Genauigkeit und Zuverlässigkeit der Registrierung höher. Nachteile ergeben sich bei den bisher eingesetzten Systemen mit intraoperativer CT- oder MR-Bildgebung aus dem hohen räumlichen und finanziellen Aufwand, der für Anschaffung und Betrieb erforderlich ist, sowie der Strahlenbelastung bei Nutzung des CT.

Der Einsatz intraoperativen Ultraschalls zur bildgestützten Navigation bietet eine gute Lösung. Intraoperative Ultraschallbildgebung wird häufig zur Detektion von Resttumor oder zur Verlaufskontrolle der Operation genutzt (10-12). Die Daten sind einfach und kostengünstig zu akquirieren und ein Ultraschallgerät kann, aufgrund des geringen Platzbedarfs, in jedem Operationssaal aufgestellt werden. Die Besonderheiten der Ultraschallbildgebung wie Schallreflexionseigenschaften und Speckle machen es notwendig, einen an diese Eigenschaften angepassten Registrieralgorithmus zu formulieren. Bisherige Ansätze zur Bildfusion von CT- und MR-Bilddaten sind aufgrund der großen Unterschiede im Abbildungsverhalten nicht geeignet. Neuere Ansätze zur Nutzung von Ultraschall für die Registrierung bestimmen die Knochenoberfläche in den präoperativen Daten und den Ultraschalldaten und registrieren anhand dieser Oberflächen (13-15). Die Bestimmung der Knochenoberfläche in den Ultraschalldaten ist bei realen Daten allerdings problematisch. Wir stellen einen Algorithmus vor, welcher die Registrierung von Ultraschall und CT-Bilddaten, anhand von Knochenstrukturen erreicht, ohne eine Knochenoberfläche in den Ultraschalldaten zu bestimmen. Die Integration des Ultraschalls in den Operationsablauf ist schematisch in Abbildung 1 dargestellt. Um Operationszeiten nicht unnötig zu verlängern, müssen die intraoperativen Abläufe, welche die Ultraschalldaten-Akquisition, die Ultraschalldaten-Vorverarbeitung und die Registrierung beinhalten, so zeitsparend wie möglich umgesetzt werden.

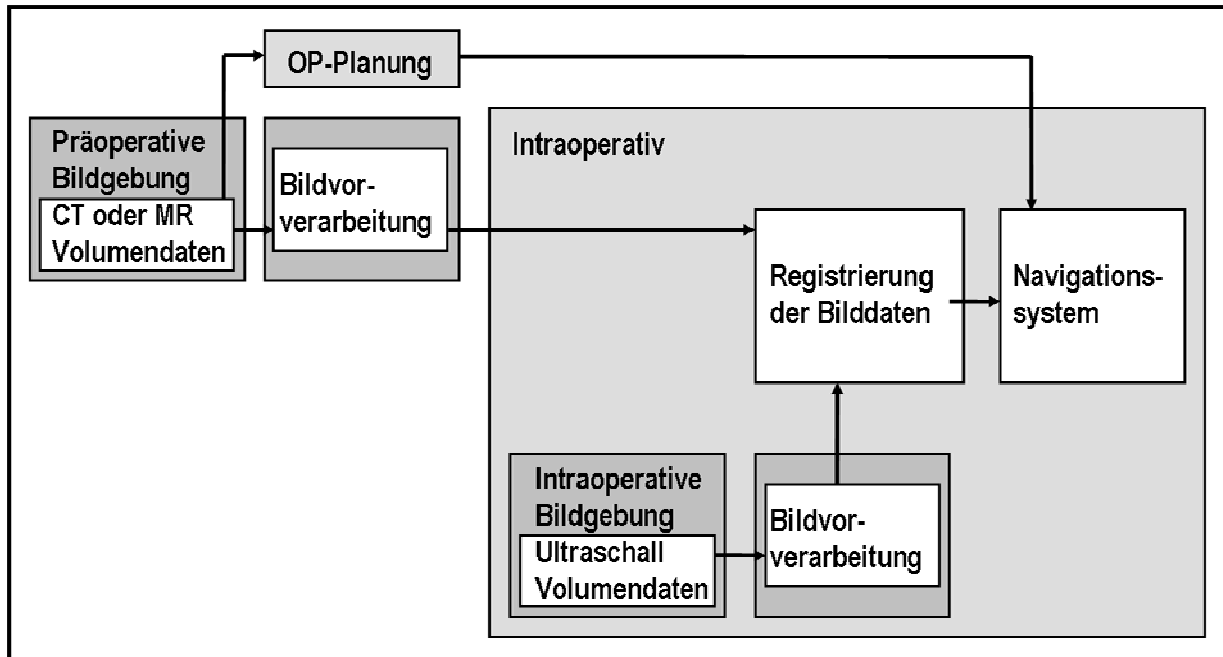


Abbildung 1: Gesamtkonzept zur Integration des Ultraschalls in den Ablauf navigierter Operationen.

Material und Methode:

Wir verwenden für unseren Algorithmus CT-Datensätze, wie sie standardmäßig zur Operationsplanung aufgenommen werden, mit einer Bildauflösung von 512 x 512 Pixeln und variabler Anzahl von Schichtbildern. Die Auflösung beträgt 0,3 x 0,3 x 1 mm³ bei einer Schichtdicke von 3 mm. Die Ultraschalldaten werden als 3-dimensionale Daten rekonstruiert und liegen in einer Auflösung von 0,5 x 0,5 x 0,5 mm³ vor.

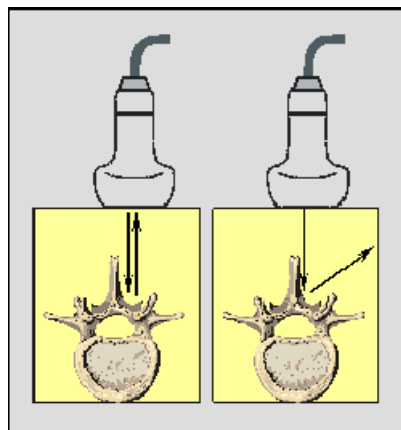


Abbildung 2: Die Pfeile in den Abbildungen zeigen die Richtungen der Schallreflexion an der Knochenoberfläche eines Wirbelkörpers. Es kommt zur totalen Reflexion (links) und zur spiegelnden Reflexion (rechts).

Ultraschall-Bilddaten unterscheiden sich grundsätzlich von CT- oder MR- Bilddaten im Bezug auf Gewebedarstellung und Signal-Rauschverhältnis. Im Ultraschall werden im Falle hoher akustischer Impedanzunterschiede Oberflächen bzw. Gewebegrenzen dargestellt, welche den Schall reflektieren, dabei ist der Winkel des Schalleinfalls entscheidend. Abbildung 2 zeigt schematisch zwei Haupteffekte der Schallreflexion an der Knochenoberfläche eines Wirbelkörpers. Der erste Effekt ist die totale Reflexion. Es kommt zu einer Abschattung der dahinter liegenden Bereiche, die sich im Ultraschallbild somit nicht darstellen lassen. Der zweite Effekt ist die spiegelnde Reflexion. D.h. es werden nur solche Oberflächen dargestellt, die annähernd senkrecht zur Schallausbreitungsrichtung stehen.

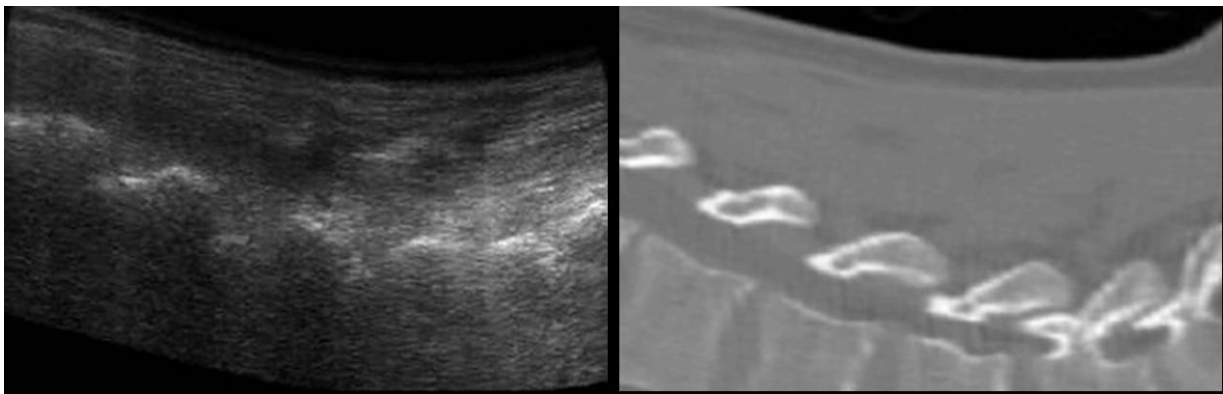


Abbildung 3: Sagittales Ultraschallschichtbild der Lendenwirbelsäule (links, es bilden sich die Laminarbögen ab). Rechts ist die korrespondierende Schicht im CT dargestellt.

Abbildung 3 stellt zwei sagittale, korrespondierende Schichtbilder der Lendenwirbelsäule gegenüber. Während sich im CT Strukturen des kompletten Volumens darstellen, sind in den Ultraschallschichtbildern nur die starken Schallreflexionen an den Laminarbögen zu sehen.

Da der Ultraschall intraoperativ aufgenommen wird und zu diesem Zeitpunkt so wenig Rechenzeit wie möglich aufgewendet werden soll, findet auf diesen Daten zunächst keine Vorverarbeitung statt.

Um einen schnellen Registrieralgorithmus zu erhalten, müssen die hierfür verwendeten Daten reduziert werden. Daher extrahiert unser Algorithmus aus den präoperativen CT-Bilddaten die Strukturen, welche einerseits für die Operation relevant sind und andererseits auch im Ultraschall dargestellt werden können. Für Operationen an der Wirbelsäule sind dies dem Schallkopf zugewandte Knochenoberflächenpunkte. Der Ultraschalldatensatz wird als Grauwert-Volumen-Datensatz belassen.

Die Registrierung wurde als rigide Oberflächen-Volumen-Registrierung umgesetzt, welche im Vergleich zu Volumen-Volumen-Registrierungen kürzere Rechenzeiten ermöglicht. Sie wird als Optimierungsproblem formuliert, wobei aus allen möglichen Registrierungen die beste gesucht wird. Das gewählte Optimierungskriterium berücksichtigt die Ultraschalleigenschaften und nutzt die starke Schallreflexion an Knochen-Gewebe-Grenzen. Als Maß dient der mittlere Grauwert der Ultraschalldatenpunkte, die bei Projektion der aus dem CT extrahierten Oberflächenpunkte abgedeckt werden. Die Optimierung selbst wurde sowohl mit Gradientenabstiegsverfahren, als auch mit evolutionären Algorithmen durchgeführt.

Ergebnisse:

Die Implementierung der Algorithmen wurde in Matlab, IDL und C/C++ vorgenommen. Sowohl die Ultraschall, als auch die CT-Volumendatensätze beinhalten ca. 50 Mio. Bildpunkte. Durch Extraktion der relevanten Oberflächenpunkte wird die Datenmenge, welche zur Registrierung verwendet wird, auf ca. 50 000 Punkte reduziert. Anhand dieser Oberflächenpunkte erfolgt die Registrierung. Die Rechenzeit beträgt für Gradientenverfahren unter einer Minute, für evolutionäre Algorithmen etwa zwei Minuten.

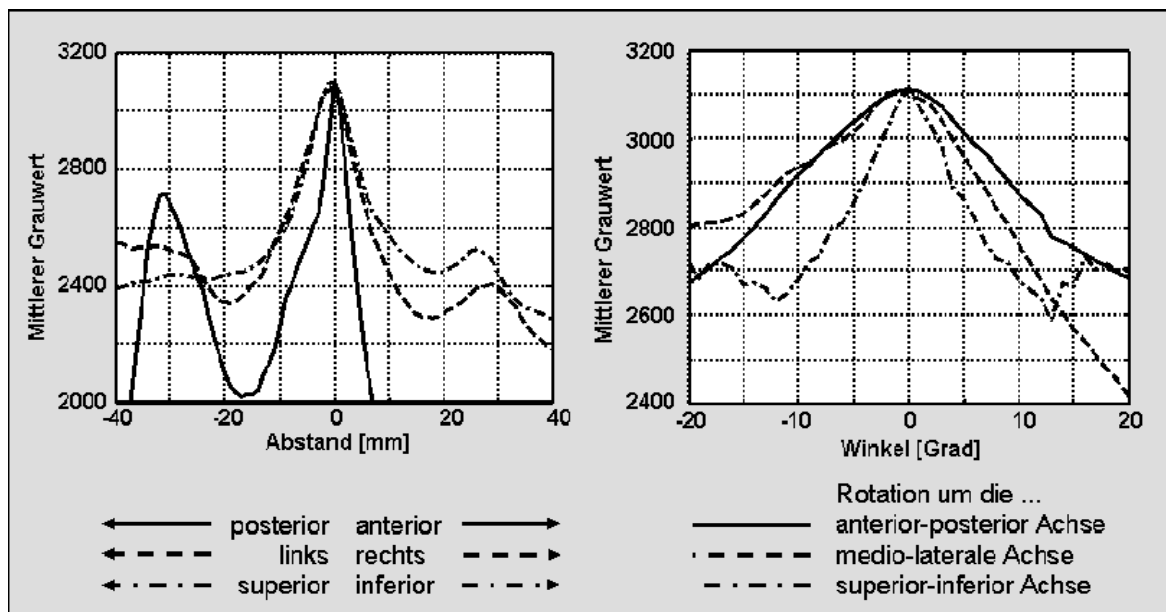


Abbildung 4: Verlauf des Optimierungskriteriums bei relativer Verschiebung (links) und Rotation (rechts) der beiden Datensätze. Aufgetragen jeweils für drei Achsen.

In Abbildung 4 links ist das Optimierungskriterium Mittlerer Grauwert gegenüber der relativen Verschiebung der Datensätze aufgetragen. Die drei Kurven zeigen den Verlauf des Optimierungskriteriums bei Verschiebung entlang der Hauptachsen der Volumendatensätze. Das Maximum liegt für alle drei Verschiebungsrichtungen für registrierte Datensätze bei einer Verschiebung von 0 mm. In Abbildung 4 rechts ist das Optimierungskriterium für Rotationen um die 3 Achsen aufgetragen. Auch hier zeigt sich das Maximum deutlich für registrierte Datensätze bei Rotation um 0 Grad.

Es ist zu erkennen, dass bei Verschiebungen z.B. um 26 mm nach inferior oder 32 mm nach anterior Nebenmaxima auftreten. Dasselbe gilt für Rotationen um -17 oder 16 Grad um die superior-inferior-Achse. Da Gradientenverfahren lokale Maxima nicht überwinden können, haben diese eine Reichweite von ca. 17 mm und 12 Grad. Evolutionäre Algorithmen dagegen sind in der Lage, Verschiebungen von bis zu 40 mm oder Rotationen um mehr als 30 Grad auszugleichen.

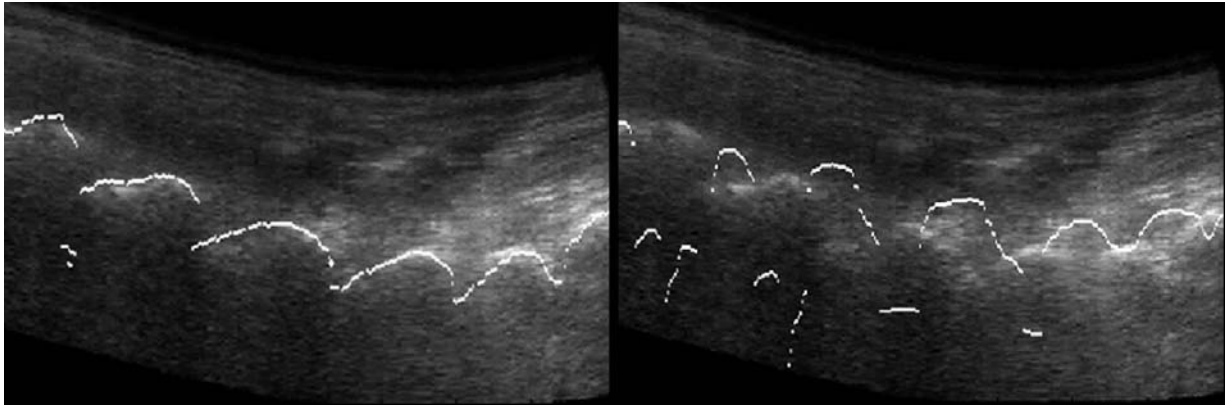


Abbildung 5: Projektion der 3-dimensionalen CT-Oberfläche in den 3-dimensionalen Ultraschallbilddatensatz. Links nach erfolgreicher Registrierung, rechts die initiale Lage vor Registrierung.

Abbildung 5 links zeigt das Ergebnis einer erfolgreichen Registrierung anhand von realen Patientendaten. Es handelt sich um eine sagittale Schicht aus einem 3D-Ultraschallbilddatensatz, in den die Knochenoberflächenpunkte aus dem CT-Datensatz projiziert sind. Die Punkte bilden sich auf die im Ultraschall dargestellten Laminaerbögen ab. In Abbildung 5 rechts ist die initiale Lage der Oberflächenpunkte zu sehen, diese sind um 26,0, -3,5 und -20 mm in x, y, und z-Richtung verschoben und um -6,25, 4,13, und -3 Grad um die drei Achsen verdreht.

Diskussion:

Wir haben einen Algorithmus zur Registrierung von Knochenstrukturen in CT- und Ultraschallbilddaten vorgestellt, welcher eine Nutzung von intraoperativem Ultraschall für navigierte Operationen an (oder in der Nähe von) Knochenstrukturen ermöglicht. Der Algorithmus erscheint nach ersten Evaluierungen in der Lage, für die entsprechenden Operationen erforderliche Genauigkeiten zu erreichen und ist so formuliert, dass eine schnelle Registrierung intraoperativ durchgeführt werden kann. Da sich die relativen Positionen der einzelnen Lendenwirbel des Patienten im Vergleich zwischen Ultraschall und CT-Datensatz nicht stark verändert haben, war hier eine komplett rigide Registrierung möglich. Wenn sich die relativen Positionen der einzelnen Knochen ändern, müssen diese zuvor segmentiert und einzeln registriert werden.

Im Weiteren wird angestrebt, die Reichweite des Algorithmus, durch Kombination der verschiedenen Optimierungsstrategien, auf mehrere Zentimeter Verschiebung und Rotationen von mehr als 30 Grad auszuweiten und dafür Rechenzeiten von unter einer Minute zu erreichen. Außerdem ist eine Umsetzung des Algorithmus für andere Zielstrukturen als die Lendenwirbelsäule geplant.

Danksagung:

Diese Arbeit ist im Rahmen des Kompetenzzentrum Medizintechnik Ruhr (KMR) Bochum entstanden, und wird gefördert vom Bundesministerium für Bildung und Forschung (Az.13N8079) und Siemens Medical Solutions, Siemens AG.

Literatur:

1. Maurer CR, Fitzpatrick JM: A review of medical image registration. In Maciunas RJ, editor: Interactive Imageguided Neurosurgery. Park Ridge, IL: American Association of Neurological Surgeons; pp 17-44, 1993.

Susanne Winter, Bernhard Brendel, Andreas Rick, Martin Stockheim, Kirsten Schmieder, Helmut Ermert. Registrierung 3-dimensionaler CT- und Ultraschall-Bilddaten anhand von Knochenstrukturen. 1. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer und Roboter assistierte Chirurgie, 2002

2. Maintz JBA, Viergever MA. A survey of medical image registration. *Medical Image Analysis* 1:1-36, 1998.
3. Gunkel AR, Thumfahrt WF, Freysinger W: Computerunterstützte 3D-Navigationssysteme, *HNO*, Springer-Verlag, 48:75-90, 2000.
4. Fitzpatrick J, West JB, Maurer CR. Predicting Error in Rigid-Body Point-Based Registration. *IEEE Trans on Medical Imaging* 5:694-702, 1999.
5. Maurer CR, Fitzpatrick JM, Galloway RL, Wang MY, Maciunas RJ, Allen GS: The accuracy of imageguided neurosurgery using implantable fiducial markers. In Lemke HU, Inamura K, Jaffe CC, Vannier MW, editors: *Computer assisted radiology*. Berlin: Springer-Verlag; pp. 1197-1202, 1995.
6. Wells WM, Viola P, Atsumi H, Nakajima S, Kikinis R: Multi-Modal Volume Registration by Maximization of Mutual Information, *Medical Image Analysis*, 1(1) pp. 35—51, 1996.
7. Audette MA, Ferrie FP, Peters TM: An Algorithmic Overview of Surface Registration Techniques for Medical Imaging. *Medical Image Analysis* 3:201-17, 2000.
8. Kacher DF, Nabavi A, Kanan AR, Koran SJ, Sela G, White, CA, Bronskill MJ, Jolesz FA: Design And Implementation Of Surgical Instruments, Devices, And Receiver Coils For Intraoperative Mri-Guided Neurosurgical And Neuro Ablative Automedica, Vol. 00, pp. 1-45 Opa (Overseas Publishers Association), 2001.
9. Gering D, Nabavi A, Kikinis R, Hata N, O'Donnell LJ, Grimson WEL, Jolesz F, Black PM, Wells WM: An Integrated Visualization System for Surgical Planning and Guidance using Image Fusion and open MR. *Journal of Magnetic resonance imaging* 13:967-975, 2001.
10. Makuuchi M, Torzilli G, Machi J: History of Intraoperative Ultrasonography. *Ultrasound Med Biol* 24: 1229-1242, 1998.
11. Lazennec J-Y, Saillant G, Ramare S, Hansen S: Intraoperative Ultraschalluntersuchung thorakolumbaler Wirbelfrakturen mit Spinalkanalfragmenten Kanalweitenbestimmung und anatomische Kontrolle der Dekompression: Vergleichsanalyse mit dem CT. *Der Unfallchirurg Volume* 101 Issue 5, pp 353-359, 1998.
12. Rudig L, Seidel T, Düber C, Runkel M, Rommens PM, Degreif J. Die Effizienz der sonographisch kontrollierten direkten Reposition von Fragmenten der Wirbelkörperhinterkante. *Der Unfallchirurg Volume* 101 Issue 4, pp 259-264, 1998.
13. Muratore DM, Dawant BM, Galloway RL. Vertebral surface extraction from ultrasound images for technology-guided therapy. *Medical Imaging 1999*; pp 1499-510, 1999.
14. Amin DV, Kanade T, DiGioia AM, Jaramaz B, Nikou C, LaBarca RS. Ultrasound based registration of the pelvic bone surface for surgical navigation. *CAOS 2001*; pp 36, 2001.
15. Kowal J, Amstutz CA, Nolte LP. On B-mode ultrasound based registration for computer assisted orthopaedic surgery. *CAOS 2001*; pp 35, 2001.

Korrespondenzadresse:

Susanne Winter
Institut für Neuroinformatik, Ruhr-Universität Bochum
Universitätsstr. 150
44780 Bochum
Telefon: 0234-3224201, Fax: 0234-3214209
e-mail: Susanne.Winter@neuroinformatik.ruhr-uni-bochum.de