# Echtzeit-Kartenaufbau mit einem 180°-Laser-Entfernungssensor

Jörg Kollmann, Thomas Röfer

Bremer Institut für Sichere Systeme, TZI, FB3,
Universität Bremen, Postfach 330440, D - 28334 Bremen
joergk@tzi.de,roefer@tzi.de

**Zusammenfassung** Im Projekt *Bremer Autonomer Rollstuhl* werden Verfahren entwickelt, die ältere und behinderte Personen bei der Benutzung von Rollstühlen unterstützen sollen. Diese reichen vom *Fahrassistenten* (Röfer und Lankenau, 1999), der Kollisionen vermeidet und einfache Verhalten zur Verfügung stellt, über den *Routenassistenten* (Lankenau und Röfer, 2000), der amnestischen Patienten hilft, sich zurechtzufinden, bis zum vollautomatischen Navigieren in Gebäuden. Letzteres wurde bisher auf der Basis von Ultraschall- und Odometriedaten entlang einzelner Routen realisiert (Röfer, 1999) und wird gegenwärtig auf anspruchsvollere Szenarien erweitert, z.B. die Navigation in einem Krankenhaus. Eine Möglichkeit der Realisierung der dafür notwendigen Selbstlokalisation stellt der Aufbau und die Nutzung von Karten mit der Hilfe eines Laser-Entfernungssensors (Laserscanners) dar. Hierzu wurde ein Verfahren entwickelt, dass den besonderen Anforderungen einer Anwendung im Reha-Bereich Rechnung trägt, insbesondere der ungenauen Odometrie des verwendeten Rollstuhls in Kurven und der Tatsache, dass u.a. aus finanziellen Gründen nur ein 180°-Laser-Entfernungsmesser verwendet werden kann.

## 1 Einführung

Die meisten Verfahren zum Aufbau von Karten nutzen die sog. Scanüberdeckung, d.h. die Zuordnung einzelner Teile zweier Laserscans, um den räumlichen Versatz zwischen den beiden Positionen zu bestimmen, an denen die Scans aufgenommen wurden. Lu und Milios (1997a) nutzen hierfür eine Punkt-zu-Punkt-Zuordnung, Gutmann und Nebel (1997) kombinieren den Ansatz mit der Punkt-zu-Geraden-Zuordnung von Leonard *et al.* (1990). Beides sind iterative Verfahren, d.h. sie benötigen relativ viel Zeit. Deshalb werden sie offline ausgeführt, nachdem bereits alle Entfernungsdaten erhoben wurden. Beide Ansätze basieren auf der Verwendung von 360°-Scans. Kann der Laserscanner diese nicht liefern, weil er z.B. nur einen Abtastbereich von 180° hat, dreht sich der Roboter auf der Stelle und nimmt mehrere Entfernungsmessungen vor, die danach zu einer vereinigt werden. Mojaev und Zell (1998) tragen die Scanpunkte stattdessen in lokale Rasterkarten ein und überdecken danach die lokalen Raster zu einer globalen Karte. Hierfür ist kein 360°-Scanner notwendig, aber das Verfahren erfordert eine ausreichend genaue Odometrie, damit die lokalen Karten in sich konsistent sind. Beim Ansatz von Edlinger und Weiß (1995) werden Histogramme, die über die Scanpunkte gebildet werden, einander zugeordnet. Um die Verdrehung zwischen zwei Scans zu bestimmen, werden die verschiedenen Orientierungen in den Scans in Histogrammen repräsentiert und diese korreliert. Durch geschickte Rotation der beiden Scans entsprechend ihrer Hauptrichtung, d.h. der Richtung, in der die meisten Punkte hintereinander liegen, können danach aus beiden Scans $x$- und $y$-Histogramme gebildet werden, deren Korrelation die räumlichen Verschiebungen ermittelt. Auch dieses Verfahren basiert auf der Verwendung von 360°-Scans.

Unter den oben genannten Rahmenbedingungen und wegen der sehr ungenauen Odometrie des verwendeten Rollstuhls konnte keines der vorgestellten Verfahren unverändert übernommen werden. Nach Abwägung der Vor- und Nachteile wurde eine Erweiterung des Ansatzes von Edlinger und Weiß (1995) entwickelt.

## 2 Scankorrelation

Die Grundidee des Scankorrelationsalgorithmus besteht darin, Eigenschaften zu finden, die über mehrere Scans unverändert bleiben, wenn die gleiche Umgebung aus unterschiedlichen Positionen und Winkeln aufgenommen wird. Solche Eigenschaften bilden eine gemeinsame Signatur in den zu korrelierenden Scans, über die sie vergleichbar werden. Diese Signaturen werden durch Bildung von Histogrammen über die Verteilung von Winkeln und Abständen der Messpunkte eines Scans berechnet. Durch Korrelation der Histogramme zweier zu überdeckender Scans kann dann ihre Verdrehung und Verschiebung bestimmt werden.

### 2.1 Rotation

Angenommen, der betrachtete Scan repräsentiert einen Teil eines Raumes, in dem Wände oder andere geradlinige Flächen wie Regale oder Schränke sichtbar sind. Die einzelnen Tupel der Scanwerte und der zugehörigen Winkel im Scannerkoordinatensystem können nun als Vektoren interpretiert werden, die den Laserstrahlen entsprechen, die die im Sichtbereich des Scanners befindlichen Hindernisse abtasten. Viele der durch diese Vektoren beschriebenen Punkte liegen auf den geradlinigen Flächen dieses Raumes. Alle Punkte, die auf der gleichen Fläche liegen, beschreiben eine gemeinsame Gerade, die diese Fläche repräsentiert. Wenn nun jeweils zwei benachbarte Punkte durch eine Linie verbunden werden, entsprechen alle diese Linien in etwa der gemeinsamen Geraden – im Rahmen der Messungenauigkeit, die bewirkt, dass einzelne Punkte leichte seitliche Abweichungen zur Geraden haben. Ein solcher Scan mit eingezeichneten Verbindungslinien zwischen seinen Punkten wird in Abbildung 1a illustriert. Die Winkel der Linien zwischen jeweils zwei Punkten und der $x$-Achse relativ zum Sensorkoordinatensystem – also dem Mittelpunkt des Scanners – entsprechen in etwa auch dem Winkel zwischen der Oberfläche im Raum, auf der sie liegen,

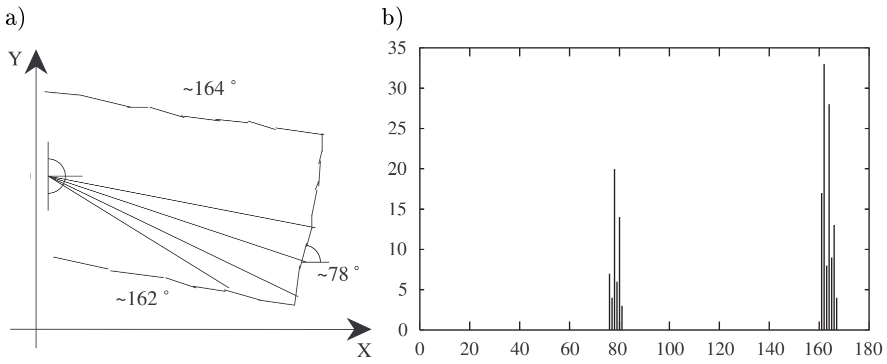


**Abb. 1.** Messwerte eines 180°-Scans, der in einem rechtwinkeligen Raum aufgenommen wurde. a) Kartesische Darstellung, die einzelnen Punkte sind durch Linien verbunden. b) Histogramm über die Verteilung der Winkel der Linien.

und der $x$-Achse. Eine Statistik über die Verteilung der Winkel aller dieser Linien zwischen zwei jeweils benachbarten Punkten bildet ein Winkelhistogramm. Aus dem Histogramm lässt sich ablesen, wie häufig jeder Winkel im gescannten Ausschnitt der Umgebung vorkommt. Wenn viele Scanpunkte auf der gleichen geraden Fläche liegen, akkumuliert sich an der Stelle des entsprechenden Winkels im Histogramm ein Maximum. Ein aus dem in Abbildung 1a dargestellten Scan generiertes Winkelhistogramm ist in Abbildung 1b zu sehen.

Das Winkelhistogramms eines zweiten, aus einer etwas verschobenen und gedrehten Position aufgenommenen Scans beinhaltet Maxima, die die gleichen Abstände zueinander haben, wie die des ersten Histogramms, aber phasenverschoben sind. Die Phasenverschiebung resultiert daher, dass nach einer Drehung die Wände relativ zum Scanner in anderen Richtungen liegen. Da die Abstände der Maxima zueinander unabhängig von Drehung und Verschiebung konstant bleiben, können sie als Signatur verwendet werden. Mittels einer Kreuzkorrelation kann die Phasenverschiebung zwischen verschiedenen Winkelhistogrammen bestimmt werden, um so die Verdrehung der Aufnahmeposition eines Scans relativ zu der eines anderen zu ermitteln.

Die vom verwendeten Laserscanner der Firma Sick gelieferten Messungen schwanken um $\pm 2\,\mathrm{cm}$ um die realen Entfernungen. Werden – wie in Abb. 1a dargestellt – tatsächlich benachbarte Punkte verbunden, um das Winkelhistogramm zu erzeugen, ist dieses sehr ungenau. Daher wird erst ein Liniensegmentfilter angewendet, der lange, zusammenhängende Segmente gleicher Orientierung ermittelt und Tiefensprünge entdeckt, d.h. benachbarte Scanpunkte, die wahrscheinlich zu verschiedenen Objekten gehören und somit nicht verbunden werden dürfen. Im Winkelhistogramm eines Scans werden dann die Längen der Segmente mit den verschiedenen Orientierungen aufsummiert, nicht die Anzahl der Scanpunkte, da diese von dem Abstand des Scanners zu den einzelnen Flächen der Umgebung abhängt.

### 2.2 Translation

Die Verschiebung wird durch Bildung von zwei Histogrammen über die Verteilung der Abstände der Messpunkte zur $x$- und $y$-Achse berechnet. Anhäufungen von gleichen Punktabständen treten an den Stellen auf, an denen sich geradflächige Strukturen wie Wände befinden, allerdings nur, wenn diese Wände parallel zur $x$- oder $y$-Achse ausgerichtet sind. Da dies im Allgemeinen nicht der Fall ist, muss der Scan erst geeignet gedreht werden.

Die Position des absoluten Maximums aus dem Winkelhistogramm entspricht der sog. Hauptrichtung, deren Winkel die meisten Oberflächen des Raumes besitzen. Wenn die Scanpunktvektoren um diesen Winkel gedreht werden, liegen diese Oberflächen parallel zur $x$-Achse. Damit sind sich die $y$-Koordinaten der jeweils auf einer Fläche liegenden Punkte ähnlich. Durch die Diskretisierung beim Eintragen in das Histogramm entsteht an der entsprechenden Stelle ein Maximum. Sind die zwei zu überdeckenden Scans entsprechend gedreht worden, können ihre $y$-Histogramme genau wie die der Rotation korreliert werden, wodurch man der Versatz quer zur Hauptrichtung erhält.

Der Korrelationsalgorithmus von Edlinger und Weiß (1995) basiert auf der Annahme, dass die Räume der Einsatzumgebung rechtwinkelig sind bzw. dass die beiden signifikantesten Richtungen einen rechten Winkel zueinander bilden, d.h. die zweite Hauptrichtung senkrecht auf der ersten steht. Hiervon kann aber im Allgemeinen nicht ausgegangen werden und gerade moderne Gebäude sind oft zur „Auflockerung“ der Architektur mit schrägen Wänden ausgestattet. Daher sucht der hier vorgestellte Ansatz nach einer zweiten Hauptrichtung im Raum. Dazu wird im Winkelhistogramm das größte Maximum gesucht, das zur ersten Hauptrichtung eine Winkeldifferenz von mindestens 40° hat. Mit dieser zweiten Hauptrichtung wird ebenso verfahren wie mit der ersten, d.h. die Scans werden gedreht und dann korreliert. Man erhält damit zwei Verschiebungsvektoren, die allerdings nicht senkrecht aufeinander stehen und deshalb durch einen Schnitt geeignet kombiniert werden müssen.

## 3 Optimierungen

### 3.1 Zweistufige Korrelation

Bei der Bestimmung der optimalen Auflösung der zur Korrelation verwendeten Histogramme sind zwei gegenläufige Ziele zu berücksichtigen: einerseits soll die Phasenverschiebung mit möglichst hoher Genauigkeit bestimmt werden, andererseits verhindern Histogramme, deren Auflösung größer als der durchschnittliche Fehler der zugrundeliegenden Daten ist, dass sich deutliche Maxima akkumulieren. Daher werden für jede Zuordnung zwei Histogramme mit unterschiedlicher Auflösung verwendet. Zuerst wird eine Korrelation zwischen Histogrammen mit grober Klassifikation durchgeführt, die sicherstellt, dass alle Werte, die nur um einen bestimmten Messfehler variieren, in die gleiche Histogrammzelle diskretisiert werden. Dabei wird für Abstandshistogramme eine Zellengröße von 10 cm und für Winkelhistogramme eine Größe von 5° verwendet. Danach findet eine feinere Zuordnung mit Histogrammen der Auflösung 1 cm/0,5° statt, die nur noch im Bereich um den von der groben Korrelation vorgegeben Schätzwert durchgeführt wird.

### 3.2 Projektionsfilter

Die durch den verwendeten Sick-Laserscanner erzeugten 180°-Scans können immer nur einen Ausschnitt des Raums darstellen, der abhängig von der Aufnahmeposition sehr groß, aber auch minimal sein kann. Ein aus einer Ecke aufgenommener in den Raum hinein gerichteter Scan beinhaltet z.B. fast den ganzen Raum, während ein Scan aus gleicher Position, aber in entgegengesetzter Richtung nur den minimalen Ausschnitt der Ecke zeigt. Bei der Bildung der resultierenden Histogramme zur Korrelation zweier Scans besteht also die große Wahrscheinlichkeit, dass jedes der Histogramme neben einer gemeinsamen Untermenge an Charakteristiken auch bestimmte Maxima besitzt, die im jeweils anderen Histogramm nicht vorhanden sind.

Daher wird der von Lu und Milios (1997b) vorgestellte Projektionsfilter verwendet, der zur Bildung der Histogramme nur den gemeinsamen Sichtbereich beider Scans verwendet. Dieser Sichtbereich besteht aus den Scanpunkten, die von der Aufnahmeposition des jeweils anderen Scans auch sichtbar sind. Der Filter projiziert einen Scan in die Aufnahmeposition eines anderen, um festzustellen, welche Teile des ersten Scans von der Position des zweiten aus unsichtbar sind. Das ist in drei Fällen möglich: zum einen kann ein Punkt auf einer Oberfläche liegen, die zwar der ersten Aufnahmeposition zugewandt, aber von der zweiten abgewandt ist. Zum anderen können Flächen, auf denen Punkte des ersten Scans liegen, aus Sicht der neuen Position durch andere Flächen verdeckt sein. Außerdem sind wegen des beschränkten Sichtbereichs des Scanners aus der Aufnahmeposition des zweiten Scans keine Punkte des ersten sichtbar, die nach der Projektion einen Winkel $< -90°$ oder $> +90°$ haben.

## 4 Kartierung

Kann der Versatz zwischen den Aufnahmepositionen zweier Scans bestimmt werden, kann dies auch mehrfach hintereinander mit verschiedenen Scans durchgeführt werden und so der jeweilige metrischen Versatz des Rollstuhls zur Startposition ermittelt werden. Im Vergleich zur rein Odometrie-basierten Koppelnavigation ergibt sich hierdurch eine deutlich höhere Genauigkeit: Bei der Odometrie muss davon ausgegangen werden, dass sich die tatsächliche Bewegung des mobilen Systems in der Umdrehung seiner Räder exakt widerspiegelt, was aus verschiedenen Gründen aber selten der Fall ist (Schlupf, Teppichboden, veränderlicher Radumfang bei Luftreifen). Das hier vorgestellte Verfahren orientiert sich hingegen an externen Strukturen, so dass die Bewegung des Systems auf jeden Fall erfasst wird. Allerdings sind gekoppelte Teilstücke immer etwas fehlerbehaftet, daher ist es wichtig, möglichst wenige Versatzstücke zusammenzusetzen, um die Position zu errechnen. Durch die große Reichweite des Laserscanners kann der

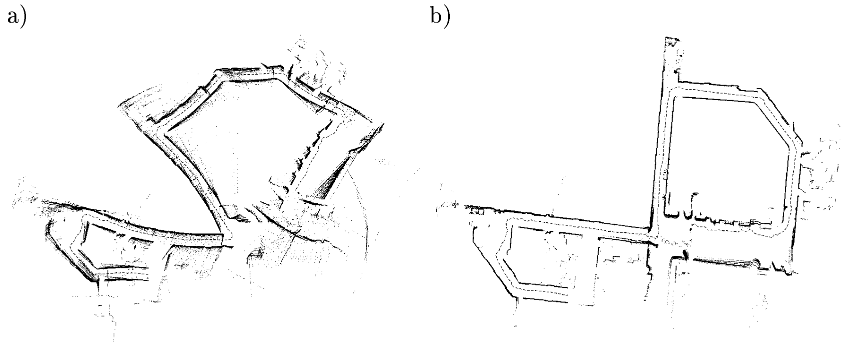


**Abb. 2.** 911 überdeckte Laserscans. a) Gemäß Odometrie. b) Korreliert.

Versatz zwischen Positionen über Meter hinweg bestimmt werden, während bei der Odometrie nur Zentimeterstücke aufsummiert werden. Allein schon wegen der geringeren Anzahl bleibt der Fehler kleiner.

Bei rein Odometrie-basierter Koppelnavigation gibt es keine Möglichkeit, einen akkumulierten Fehler zu korrigieren. Hält man hingegen die bei der Laserscanner-basierten Positionsbestimmung verwendeten Scans fest, erhält man eine Karte der Umgebung. Diese Karte kann verwendet werden, um die Position zu korrigieren, wenn in einen bereits kartierten Bereich zurückgekehrt wird. Hierdurch kann der Fehler nicht beliebig wachsen, sondern bleibt unterhalb einer Schranke, die sich aus der längsten Strecke ergibt, die gefahren werden kann, ohne in ein bekanntes Gebiet zurückzukehren. In der hier vorgestellten Implementierung werden Karten in einem Gitter aus $1 \times 1\,\mathrm{m}^2$ großen Zellen gespeichert, wobei jede Zelle einen Scan aufnehmen kann. Das Gitter passt sich der Größe der Einsatzumgebung an. Im folgenden Abschnitt werden Beispiele für so erzeugte Karten gegeben.

## 5 Ergebnisse

Der auf dem Bremer Autonomen Rollstuhl eingesetzte Pentium III-600 errechnet mit dem vorgestellten Verfahren etwa acht Positionskorrekturen pro Sekunde. Benötigt wird diese hohe Update-Rate allerdings nicht. Es ist ausreichend, die Positionsrechnung einmal pro Sekunde durchzuführen. Dadurch kann die Rechenzeit anderen Anwendungen zur Verfügung gestellt werden. Zum Vergleich: Das Verfahren von Mojaev und Zell (1998) könnte auf einem vergleichbaren Rechner fünf Positionskorrekturen pro Sekunde liefern, ist aber auf einen $\pm 4°$ genauen Schätzwert der Rotation durch die Odometrie seit der letzten Positionsbestimmung angewiesen.

Um die Leistungsfähigkeit des Verfahrens zu testen, wurden Experimente in zwei unterschiedlichen Umgebungen durchgeführt: Zum einen in einer größeren Etage, in der nur in Gängen gefahren wurde, zum anderen einem kleineren, aber

a) b)

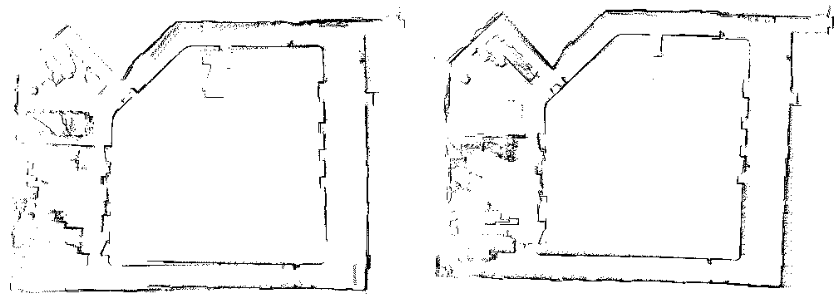

**Abb. 3.** Kartierung stärker strukturierter Umgebung. a) Bei Fahrt im Uhrzeigersinn. b) Entgegen.

stärker strukturierten Stockwerk, in dem der Weg auch durch Räume mit verschiedenen Teppichböden und Möbeln in Raummitte führte. In beiden Fällen war ein Zyklus enthalten, durch den der sich über längere Strecken aufbauende Fehler ermittelt werden konnte. Bei den Experimenten in der größeren Umgebung war der Laserscanner in Fahrtrichtung ausgerichtet, in den anderen Experimenten zeigte er nach hinten.

In Abb. 2 ist eine Fahrt in der größeren Umgebung zu sehen. Die Szene ist etwa $50 \times 40\,\mathrm{m}^2$ groß, die Fahrtstrecke (die gestrichelte Linie) betrug 114 m und begann links unten. Auf der linken Seite der Abbildung sind die während der Fahrt aufgenommenen Laserscans dargestellt, so wie sie entsprechend der Odometrie überlagert würden. Abbildung 2b zeigt dagegen das Ergebnis des Korrelationsprozesses. Da die Karte nur inkrementell erzeugt wurde, sind in der unteren, rechten Ecke kleine Inkonsistenzen zu sehen, die zwischen Scans, die vor dem Durchfahren der oberen Schleife bzw. danach aufgenommen wurden. Der dem zugrunde liegende Positionsfehler liegt bei unter 1 m und weniger als 2,5° und wird beim Schließen der Schleife wieder korrigiert.

Bei Fahrten in der kleineren Umgebung wurden die in Abb. 3 dargestellten Karten generiert. Die Fahrtstrecke betrug in beiden Fällen etwa 67 m, die links abgebildete Fahrt wurde im Uhrzeigersinn, die rechte dagegen durchgeführt. Der Startpunkt war jeweils in der linken, unteren Ecke. Der Positionsfehler blieb wiederum unter 1 m und 2,5°. In den abgebildeten Fahrten war er sogar noch deutlich geringer. Zum Vergleich: der Odometriefehler schwankte in dieser Umgebung bei mehreren Fahrten zwischen 8 m/40° und 18 m/120°.

## 6 Zusammenfassung und Ausblick

In dem vorliegenden Beitrag wurde eine Methode zur metrischen Positionsbestimmung und der Kartierung der Umgebung eines autonomen mobilen Systems vorgestellt. Das Verfahren basiert auf dem Ansatz von Edlinger und Weiß (1995) und wurde um einen Liniensegmentfilter zur genaueren Bestimmung der Orientierungen, einen Projektionsfilter u.a. zur Anwendbarkeit für 180°-Laserscans und ein zweistufiges Korrelationsverfahren zur Erhöhung der Genauigkeit und Robustheit erweitert. Es wurde in mehreren realen Umgebungen getestet und hat sich dabei als zuverlässig erwiesen.

Zukünftig sollen noch Ansätze zur Erzeugung global konsistenter Karten (Lu und Milios, 1997a) als offline-Nachbearbeitung integriert werden sowie die Fähigkeit, auch vordefinierte Karten, z.B. Raumpläne, zur Selbstlokalisation nutzen zu können.

## Literatur


T. Edlinger und G. Weiß (1995). Exploration, navigation and self-localization in an autonomous mobile robot. In: R. Dillmann, U. Rembold und T. Lüth (Hrsg.), *Autonome Mobile Systeme*, Informatik aktuell, 142–151. Springer, Berlin, Heidelberg, New York.

J.-S. Gutmann und B. Nebel (1997). Navigation mobiler Roboter mit Laserscans. In: P. Levi, T. Bräunl und N. Oswald (Hrsg.), *Autonome Mobile Systeme*, Informatik aktuell, 36–47. Springer, Berlin, Heidelberg New York.

A. Lankenau und T. Röfer (2000). The Bremen Autonomous Wheelchair – a versatile and safe mobility assistant. *IEEE Robotics and Automation Magazine, special issue on "Research on Autonomous Robotic Wheelchairs in Europe"*. Im Erscheinen.

J. Leonard, H. F. Durrant-Whyte und I. J. Cox (1990). Dynamic map building for an autonomous mobile robot. In: *Proc. IEEE Int. Workshop on Intelligent Robots and Systems*, 89–95.

F. Lu und E. Milios (1997a). Globally consistent range scan alignment for environment mapping. *Autonomous Robots*, **4**, 333–349.

F. Lu und E. Milios (1997b). Robot pose estimation in unknown environments by matching 2d range scans. *Journal of Intelligent and Robotic Systems*, **18**(3), 249–275.

A. Mojaev und A. Zell (1998). Online-Positionskorrektur für mobile Roboter durch Korrelation lokaler Gitterkarten. In: H. Wörn, R. Dillmann und D. Henrich (Hrsg.), *Autonome Mobile Systeme*, Informatik aktuell, 93–99. Springer, Berlin, Heidelberg, New York.

T. Röfer und A. Lankenau (1999). Ein Fahrassistent für ältere und behinderte Menschen. In: *Autonome Mobile Systeme 1999*, Informatik aktuell, 334–343. Springer, Berlin, Heidelberg, New York.

T. Röfer (1999). Route navigation using motion analysis. In: *Proc. Conference of Spatial Information Theory '99*, Band 1661 aus *Lecture Notes in Artificial Intelligence*, 21–36. Springer, Berlin, Heidelberg, New York.