

Medizinische Textilien mit integrierten polymeroptischen Fasern zur Atmungssensorik

Jens Witt, Marcus Schukar, Katerina Krebber, Bundesanstalt für Materialforschung und -prüfung (BAM), Berlin

Manuskripteingang: 06. Oktober 2008; zur Veröffentlichung angenommen: 10. Oktober 2008

In diesem Beitrag werden medizinische Textilien mit integrierten polymeroptischen Fasern (POF) zur Messung der Atembewegung vorgestellt. Die Sensorentwicklung dient primär der Überwachung von anästhesierten oder bewusstlosen Patienten bei der Magnetresonanztomographie. Es werden zwei unterschiedliche Sensoren präsentiert. Der eine Sensor basiert auf der optischen Zeit-Bereichs-Reflektometrie und ermöglicht eine orts aufgelöste Messung der Atembewegung, der andere verwendet eine mikrostrukturierte POF, in die ein langperiodisches Gitter eingeschrieben ist.

Schlagwörter: Atmungssensor, Intelligente Textilien, Faseroptischer Sensor, POF-Sensor, OTDR

Medicinal Textiles with Integrated Polymer-Optical Fibers for Respiration Monitoring

We report on medical textiles with embedded polymer optical fibres (POF) for the monitoring of respiratory movements. The sensor development targets primarily on the monitoring of sedated or anaesthetized patients under Medical Resonance Imaging. The sensor designs discussed in this paper are based on two different techniques. The first one uses the optical time-domain reflectometry for distributed respiration measurement; the second one is based on long period gratings in microstructured POF.

Keywords: Respiration sensor, intelligent textile, fiberoptic sensor, POF sensor, OTDR

1 Einleitung

Intelligente Textilien bilden den Schwerpunkt des im 6. EU-Forschungsrahmenprogramm geförderten Projektes „Optical fibre sensors embedded into technical textiles for healthcare (OFSETH)“ [1; 2]. In dem

Projekt mit einer Laufzeit von 42 Monaten forschen zehn europäische Partner aus Deutschland, Belgien, Frankreich und Schweden an der Integration optischer Glas- und Polymerfasern in Textilien und an der Sensorik von Vitalparametern wie Atembewegung, Herzfrequenz, Hauttemperatur und Blutsauerstoffgehalt auf

Basis der entwickelten textilintegrierten faseroptischen Sensoren.

Faseroptische Sensoren besitzen verschiedene Vorteile gegenüber konventionellen Sensoren. Sie sind aufgrund ihres lichtbasierten Funktionsprinzips nicht nur immun gegen äußere elektromagnetische Felder, sondern bieten gleichzeitig auch eine höhere Sicherheit als elektrisch arbeitende Sensoren. Fasersensoren sind zudem korrosionsbeständig gegenüber Feuchtigkeit, klein und leicht. Die Immunität gegenüber elektromagnetischen Feldern prädestiniert die faseroptischen Sensoren für den Einsatz bei der Magnetresonanztomographie (MRT) [3]. Der Einsatz von faseroptischen Sensoren anstelle von elektrisch arbeitenden Sensoren reduziert Störungen des Magnetfeldes und verringert die Gefahr von strominduzierten Hautverbrennungen, die durch metallische Teile und elektrische Kabel verursacht werden können [4; 5], da die faseroptischen Sensoren frei von metallischen Komponenten sind.

Das primäre Ziel des OFSETH-Projektes ist die Entwicklung geeigneter Sensoren zur Überwachung von bewusstlosen oder anästhesierten Patienten im MRT-Gerät. Hierbei ist es wichtig, das System transportabel zu halten, um eine kontinuierliche Überwachung des Patienten auch beim Transport zwischen MRT-Raum und Untersuchungsraum zu gewährleisten. In der Praxis verwendet das medizinische Personal hierfür unterschiedliche Geräte, da die meisten Standardmonitore nicht MRT-kompatibel sind. Es wird also ein transportables Überwachungssystem benötigt, das während der gesamten Anästhesie nicht vom Patienten entfernt wird. Des Weiteren wird im Projekt ein komfortabel zu tragendes System zur Überwachung von Säuglingen entwickelt, das dem Schutz vor dem plötzlichen Kindstod dient.

Bei der Sensorentwicklung wird darauf geachtet, dass sich die intelligenten Textilien mit üblichen und kostengünstigen Herstellverfahren der Textilindustrie produzieren lassen, um die Entwicklungen schnell zur Marktreife zu führen. Dies unterscheidet die Sensorentwicklungen von den meist glasfaserbasierten, bereits existierenden faseroptischen Sensoren [6–11].

Wir berichten hier über den für das MRT-Monitoring wichtigsten Sensor, den Atmungssensor. Die hier vorgestellten Sensoren basieren auf polymeroptischen Fasern (POF) und der optischen Zeit-Bereichs-Reflektometrie (OTDR¹) bzw. langperiodischen Gittern (LPG). Die POF-Sensorik ist gegenüber der Glasfaser-Sensorik ein recht junges Gebiet. Daher basieren die meisten kommerziellen Sensoren auf Glasfasertechnik, jedoch bietet die POF-Technik verschiedene Vorteile. So sind Polymerfasern flexibler, ihre Maximaldehnung, bei der es zum Faserbruch kommt, beträgt mehr als das 30-fache; sie sind robuster, biokompatibel, einfacher zu handha-

ben und kostengünstiger. Auch bieten sie den Patienten eine größere Sicherheit, da das Risiko, sich an einer gebrochenen POF zu verletzen, geringer ist als bei einer Glasfaser. Ihr größter Nachteil, ihre höhere Dämpfung, macht sich bei den in der Sensorik verwendeten kurzen Faserlängen nicht störend bemerkbar. Die mechanischen Vorteile der POF erlauben es, diese einfacher in Textilien zu integrieren.

2 Faseroptische Atmungssensorik

Während eines Atemzuges ändert sich der Brustumfang eines erwachsenen Menschen um bis zu 3%. Diese Änderung wird faseroptisch gemessen und so die Atmung überwacht. Dabei kann die Faser entweder gerade in das Textil integriert werden, sodass die Atembewegung direkt zu einer longitudinalen Dehnung der Faser führt oder mäanderförmig, sodass eine Änderung des Brustumfanges eine Änderung des Biegeradius der Faser bewirkt. Die Messung der Dehnung bzw. des Biegeradius erfolgt mit Hilfe der OTDR-Technik. Bei der OTDR wird ein Lichtpuls in die Faser geschickt und das zurückgestreute Licht als Funktion der Zeit aufgezeichnet. Dies ermöglicht durch die Kenntnis der Lichtgeschwindigkeit eine orts aufgelöste Messung.

Neben dem OTDR-Sensor wurde ein zweites Sensorkonzept untersucht. Als optische Faser wird eine mikrostrukturierte POF (mPOF) verwendet. Die mPOF ist durch ein symmetrisches Raster von mikroskopischen Luftlöchern gekennzeichnet, die einen massiven Kern umschließen. Die lichtleitenden Eigenschaften der Faser werden dabei von der Mikrostruktur bestimmt. In die mPOF ist ein langperiodisches Gitter eingeschrieben. Das LPG koppelt, bestimmt durch die Gitterperiode, Licht aus dem Kern in den Mantel der Faser. Im Transmissionsspektrum führt dies zu hohen Verlusten bei den entsprechenden Wellenlängen. Dehnt man die Faser, so ändern sich die Gitterperiode und die Faserparameter. Damit ändern sich die Koppelbedingungen und das ausgekoppelte Licht verschiebt sich zu einer geringeren Wellenlänge.

3 OTDR-Atmungssensor

Die OTDR-Messtechnik basiert auf der Messung von Zeit und Intensität. In die zu untersuchende Faser werden kurze Lichtpulse gesendet, die aufgrund von Änderungen im Brechungsindex (Fresnel-Reflexion) und durch mikroskopische Inhomogenitäten (Rayleigh-Streuung) zu einer Lichtrückstreuung führen. Die Intensität des zurückgestreuten Lichtes wird zusammen mit

¹ Optical Time-Domain Reflectometry

der Gesamtlaufzeit vom Messgerät erfasst. Die Laufzeit des Pulses entspricht dabei einer bestimmten Position entlang der Faser. Die ortsaufgelöste Messung ist der große Vorteil eines OTDR-Dehnungssensors. Übertragen auf ein Sensortextil bedeutet dies, dass es mit einem geeigneten Textillayout möglich ist, die Faser entlang verschiedener Messpunkte zu führen und diese gleichzeitig mit einem Messgerät zu erfassen. Wichtig ist dies beispielsweise bei künstlich beatmeten Patienten, wo zwischen abdomischer und torischer Atmung zu unterscheiden ist [3]. Durch die Ortsauflösung werden zudem Störungen, die außerhalb des Sensorbereichs der Faser liegen, nicht mit erfasst.

Für den OTDR-Atmungssensor wurden zwei unterschiedliche Sensorprinzipien untersucht. Das erste Prinzip basiert auf dem Effekt, dass die Dehnung einer POF zu einer erhöhten Rückstreuung führt [12–14]. Hierzu muss die Faser gerade in das Textil integriert werden (Bild 1). Dabei ist es wichtig, die Kraftübertragung vom Textil auf die Faser zu gewährleisten und die Faser fest in das Textil zu integrieren. Aufgrund von Mikrobiegungen steigt damit jedoch die Dämpfung in der Faser stark an und erschwert so die Messung. Das zweite Prinzip nutzt daher den Effekt, dass bei Biegung einer POF in Abhängigkeit vom Biegeradius eine erhöhte Rückstreuung auftritt. Damit ist es möglich, das Textillayout so zu gestalten, dass keine größeren Dämpfungsverluste auftreten. Das Textildesign ist in Bild 2 zu sehen. Eine 500- μm -POF ist in einer periodischen Anordnung von Biegungen auf ein elastisches Textil angehängt. Das elastische Textil ist mit einem unelastischen Band verlängert, sodass eine Änderung des Brustumfanges von 3% zu einer Dehnung des elastischen Textils von ca. 30% führt. Dehnt man das Textil, so ändert sich der Biegeradius der Faserschleifen, die Faser selber wird

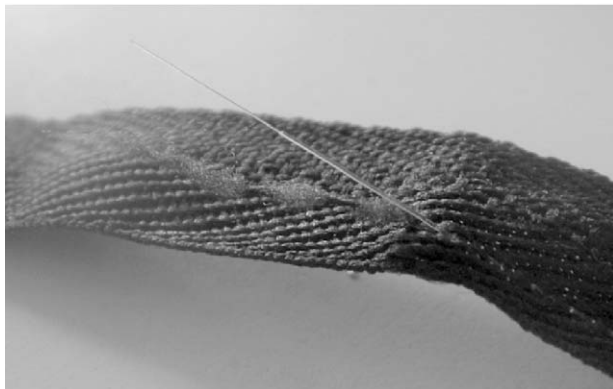


Bild 1: Optische Faser, integriert in ein Textilgewebe.

Figure 1: Optical fibre integrated into woven textile.



Bild 2: POF-OTDR-Atmungssensor.

Figure 2: POF OTDR respiration sensor.

jedoch nicht gedehnt. Damit vermeidet man auch das Problem nicht-elastischer Deformationen, wie sie bei der Dehnung der Faser auftreten können. Im Allgemeinen verwendet man bei faseroptischen Makrobiegungssensoren zur Sensorik eine Lichtquelle und ein Leistungsmessgerät und misst nur die Gesamtdämpfungsänderung in der Faser. Im Gegensatz hierzu ermöglicht die OTDR-Messtechnik eine quasiverteilte Messung mehrerer in Reihe angeordneter Biegestrukturen.

Die Textilien wurden von den OFSETH-Partnern Multitel (Belgien), Centexbel (Belgien) und Elasta (Belgien) gefertigt [15]. Die Messungen wurden mit einem Gerät Tempo OFM 20 Photon Counting OTDR durchgeführt. Das Gerät arbeitet bei einer Wellenlänge von 650 nm und ist für 500- μm -POFs optimiert. Die Pulswiederholrate beträgt 250 kHz, die Fensterbreite 250 Punkte und die Zwei-Punkt-Auflösung 5 cm. Bei 120 Pulsen pro Messpunkt ergibt sich eine Messrate von 8 Hz.

3.1 Faserdehnungs-OTDR-Sensor

In Bild 3 ist die relative Änderung des Rückstreusignals einer Mitsubishi-ESKA-CK20-POF dargestellt, die auf einer Länge von 30 cm in 1%-Schritten bis zu einer Maximaldehnung von 15% gedehnt wurde. Nimmt man die Dehnung zurück, so nimmt auch das Rückstreusignal wieder ab [16]. Wie wir in [15] gezeigt haben, ist es möglich, langsame Dehnungszyklen zu erfassen und den Effekt zur Atmungssensorik zu verwenden.

Um eine Atembewegung zu simulieren, haben wir einen 40 cm langen Abschnitt einer POF Asahi Kasei Luminous DB-500 in 50 sinusförmigen Zyklen zwischen 0% und 3% gedehnt. Die Zyklen hatten eine Periodendauer von 1000 s. Um ein Maß für die gesamte

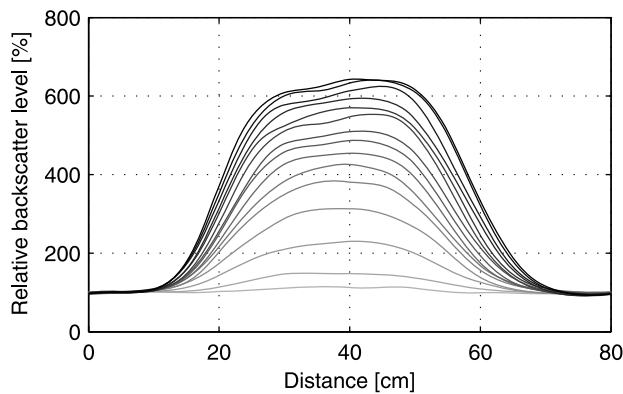


Bild 3: OTDR-Signal einer gedehnten POF für Dehnungen zwischen 1% (grau) und 15% (schwarz). Dehnlänge 30 cm.

Figure 3: OTDR signal of a stretched POF for strain values between 1% (grey) and 15% (black). Length of stretched section: 30 cm.

durch die Dehnung verursachte Rückstreuung zu haben, wird als Sensorsignal das numerische Integral über das OTDR-Signal verwendet. Gleichzeitig erhöht sich damit das Signal-Rausch-Verhältnis. Der verwendete Prüfstand ermöglicht es, mittels eines Schrittmotors die Faser in 5- μm -Schritten zu dehnen [16]. Um die Faser in der Dehneinrichtung zu befestigen, haben wir kleine Metallhülsen mit 700- μm -Bohrungen verwendet. Die Hülsen wurden über die Faser geschoben und mit Epoxidharzkleber fixiert. Der Flansch der Hülse wurde dann in

entsprechende Klemmblocke eingehängt. Das Ergebnis der Messung ist in Bild 4 dargestellt. Der Anstieg des Signalminimums mit fortlaufenden Zyklen zeigt, dass eine nicht-elastische Verformung auftritt. Dies ist typisch für ein amorphes Polymer wie PMMA.

In einem weiteren Experiment wurde untersucht, wie empfindlich der Sensor auf schnelle Dehnungszyklen reagiert. Dazu wurden an einem 30 cm langen Faserabschnitt 30 Dehnungszyklen mit einer Periode von 120 s und ansteigender Maximaldehnung durchgeführt. Beginnend bei 0,1% Maximaldehnung im ersten Zyklus stieg die Dehnung bis auf 3,0%. Die Gesamtfaserlänge betrug 3,50 m und der gedehnte Abschnitt lag ca. 1,50 m hinter dem Faseranfang. Die Messrate betrug 8 Hz. Das Ergebnis ist in Bild 5 dargestellt. Die 0,1%-Schritte lassen sich gut erkennen. Aufgrund der schnelleren Dehnbewegung im Vergleich zum vorhergehenden Experiment tritt eine geringere viskoelastische Verformung auf. Nach dem letzten Zyklus sinkt das Signal innerhalb von wenigen Sekunden auf seinen Ursprungswert ab. Auf der Basis von textilintegrierten Fasern sind weitere Experimente geplant.

3.2 Faserbiegungs-OTDR-Sensor

Das für die Versuche verwendete Sensordesign besteht aus zehn Biegungen mit einem Abstand von jeweils 3 cm. Der Biegeradius im ungedehnten Zustand beträgt 1,5 cm. Wie bereits beschrieben führt die Kombination von elastischen und unelastischen Textilien dazu, dass die bei der Atmung auftretende Änderung des Brustum-

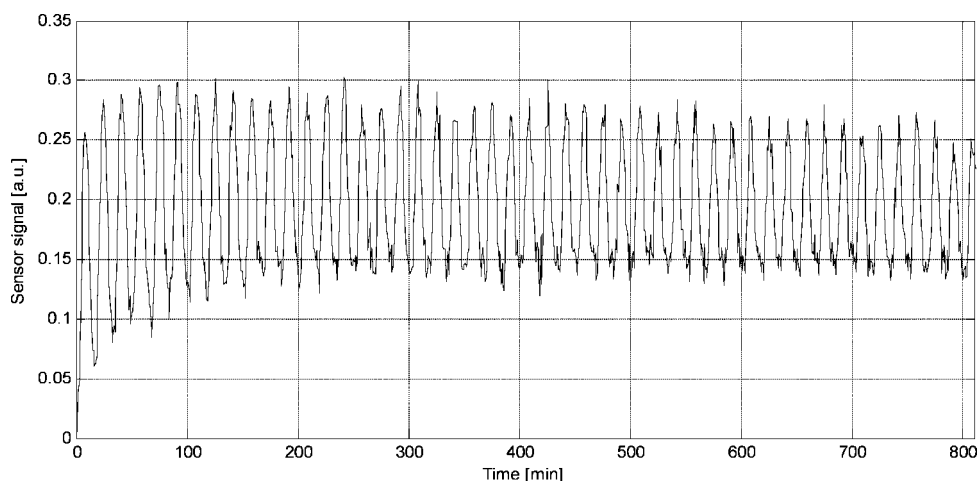


Bild 4: 50 Dehnungszyklen einer 500- μm -POF. Die gedehnte Länge beträgt 40 cm, die Dehnung 0% bis 3%. Das Sensorsignal ergibt sich durch Summation des OTDR-Signals für den gedehnten Faserbereich.

Figure 4: 50 strain cycles between 0% and 3% in a 40 cm section of a 500 μm POF. The sensor signal is the OTDR signal integrated over the stretched fibre range.

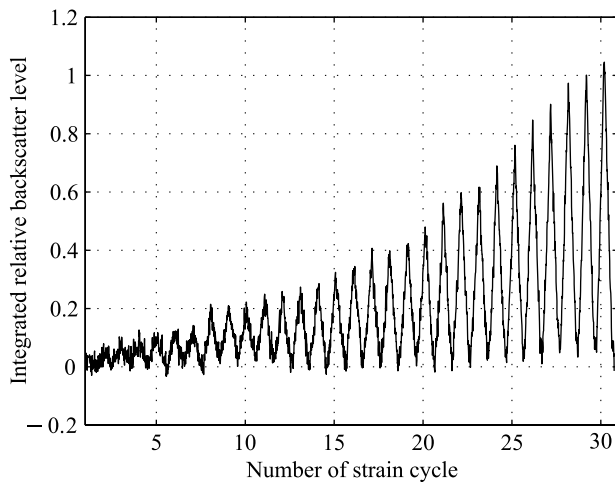


Bild 5: 30 Dehnungszyklen mit ansteigender Maximaldehnung im Bereich von 0,1% bis 3,0%. Faser: Luminous DB-500 POF.

Figure 5: 30 strain cycles with increasing maximal strain between 0.1% and 3.0%. Fibre: Luminous DB-500 POF.

fanges von maximal 3% zu einer Dehnung des Sensorteils von 30% führt.

Das Sensortextil wurde an einem gesunden männlichen Probanden getestet. Hierzu wurde das Textil um den Bauch der Testperson gebunden, wobei der elastische Teil an der Stelle der größten Dehnung platziert wurde. Das Ergebnis einer 3-minütigen Messung ist

in Bild 6 dargestellt und zeigt, dass es möglich ist, mit dem vorgestellten POF-OTDR-Sensor die Atembewegung zu erfassen. Obwohl das OTDR-Gerät mit einer Messrate von 8 Hz misst, ist es derzeit nur möglich, das Gerät mit einer Rate von 1 Hz auszulesen. Dies führt zu einer eingeschränkten Signalqualität.

4 mPOF-LPG-Atmungssensor

Der hier beschriebene mPOF-LPG-Sensor basiert auf einer mPOF, in die mechanisch ein langzeitstabilisiertes LPG eingeschrieben wurde [17–19]. Das mPOF-LPG wurde vom Optical Fibre Technology Centre an der University of Sydney, Australien entwickelt und hergestellt. Das LPG hat eine Länge von 15 cm bei einer Gesamtfaserlänge von 80 cm. Um Licht in die Faser ein- und wieder auszukoppeln, wurden beide Seiten mit 50 μm Multimode-Glasfasern verlängert. Hierzu wurden zunächst die mPOF-Endflächen präpariert und dann mPOF und Glasfaser mit einer Submikrometer-Positioniereinrichtung aufeinander ausgerichtet und in Kontakt gebracht. Mit Hilfe einer speziellen Maske wurden die Fasern dann nahe der Stirnfläche verklebt. Dabei wurde fortlaufend die Faserausrichtung kontrolliert, um eine maximale Transmission sicher zu stellen. Zusätzlich wurde die Faser mechanisch stabilisiert.

Für die Messungen haben wir ein Ocean-Optics-Spektrometer mit einer Auflösung von 210 pm und eine

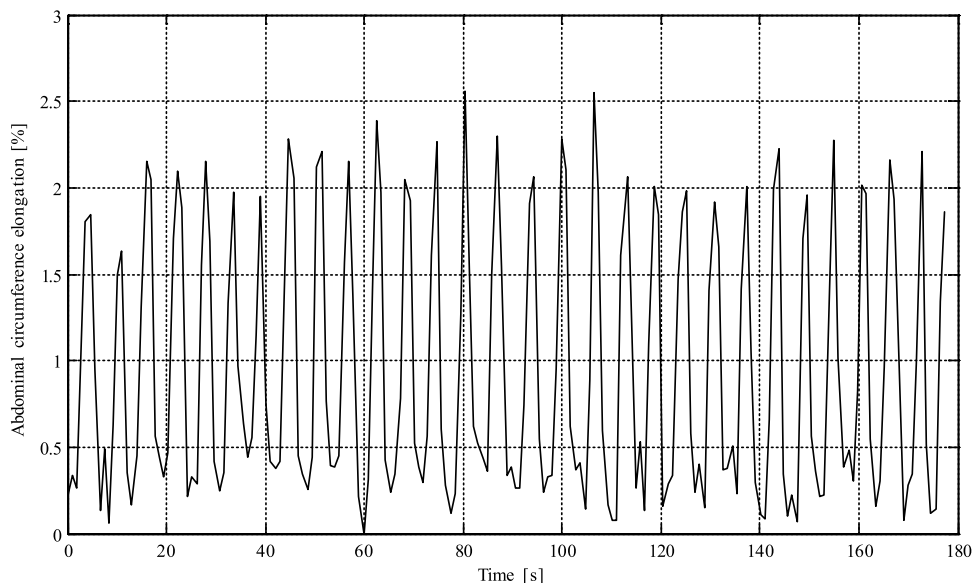


Bild 6: POF-OTDR-basierte Messung der abdominalen Atembewegung.

Figure 6: POF OTDR based measurement of abdominal respiration movement.

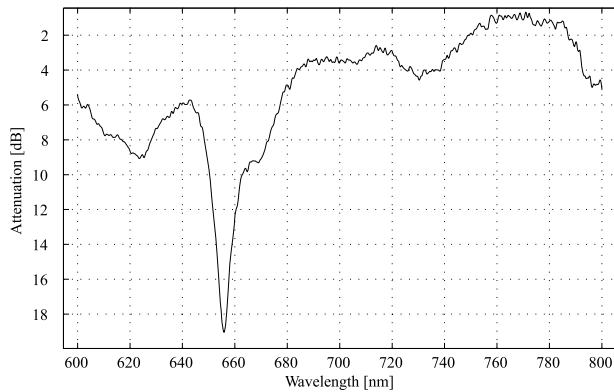


Bild 7: Transmissionsspektrum des mPOF-LPG.
Figure 7: Spectrum of a mPOF LPG measured in transmission.

Yokogawa-AQ4305-Weißlichtquelle verwendet. Die Integrationszeit des Spektrometers betrug 100 ms. Dies entspricht einer Messrate von 10 Hz und ermöglicht auch die Messung von schnellen Atembewegungen. Das Spektrum des mPOF-LPG ist in Bild 7 dargestellt. Das Minimum im LPG-Transmissionsspektrum bei Raumtemperatur im ungedehnten Zustand liegt bei 655,9 nm. Bei einer ersten Gittercharakterisierung ergab sich ein Temperaturkoeffizient von 46 pm/K und ein Dehnungskoeffizient von $-12,45 \text{ nm}/1\%$.

Basierend auf dem in [20] vorgestellten Sensorlayout, wurde von den Projektpartnern Centexbel und Multitel ein mPOF-LPG-Sensortextil angefertigt. Das

elastische Textil hat eine Länge von 80 cm. Zur Charakterisierung wurde das Sensortextil in 25 Dehnzyklen mit einer Maximaldehnung von 1% gedehnt. Die simulierte Atemfrequenz betrug drei Atemzüge pro Minute. Die im Gegensatz zu einer realen Atmung etwas langsamere Bewegung ermöglicht bei der festgelegten optimalen Messrate von 10 Hz eine höhere Messgenauigkeit.

Die Enden des Sensortextils wurden mittels Aluminiumbacken geklemmt, sodass die effektive gedehnte Länge des Textils 66 cm betrug, entsprechend 6,6 mm absoluter Längenänderung. Vor dem Dehnzyklus wurde das Textil mehrmals um 1% gedehnt, um sicherzustellen, dass die Faser eine stabile Position im Textil einnimmt. Die Experimente wurden bei Raumtemperatur durchgeführt und sind in Bild 8 dargestellt. In Bild 9 ist ein einzelner Dehnungszyklus gezeigt. Legt man den in [19] angegebenen Dehnungskoeffizienten zu Grunde, so ergibt sich aus der LPG-Wellenlängenverschiebung eine maximale Faserdehnung von 0,36%. Das Übersetzungsverhältnis zwischen Textil- und Faserdehnung ist durch das Sensorlayout und die Klemmposition bestimmt.

Wir haben außerdem einen Dehnungszyklus mit einer Maximaldehnung von 3% und einer Dauer von 120 s durchgeführt. Das Ergebnis ist in Bild 10 dargestellt. Hier ergibt sich eine maximale Faserdehnung von 0,65%. Am Ende des Zyklus erreicht der Sensor seinen Ausgangswert nicht mehr. Dies wird vermutlich durch eine Kombination von viskoelastischer Deformation der Faser, Verrutschen der Faser im Textil und dem elastischen Eigenverhalten des Textils verursacht und muss

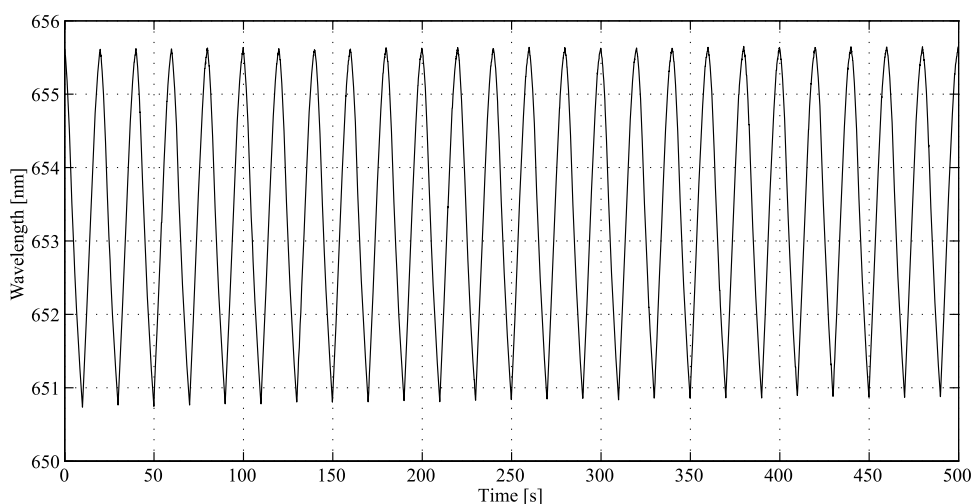


Bild 8: Wellenlänge des mPOF-LPG für 25 Dehnungszyklen zwischen 0% und 1% Textildehnung.
Figure 8: Peak wavelength shift of the mPOF LPG during 25 strain cycles between 0% and 1% strain applied to the textile.

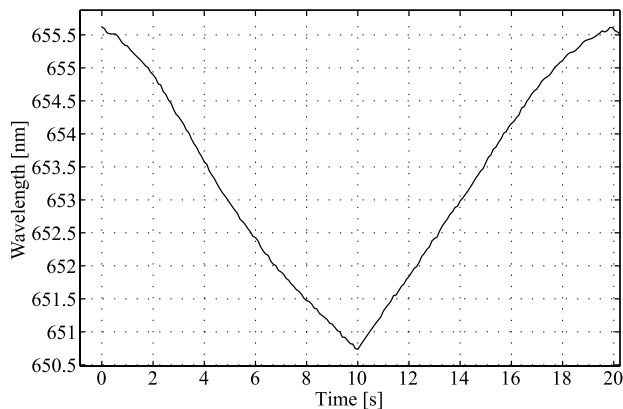


Bild 9: Wellenlänge des mPOF-LPG für einen Dehnungszyklus von 0% zu 1% zu 0% Textildehnung.

Figure 9: Peak wavelength shift of the mPOF LPG during a strain cycle between 0% and 1% textile strain.

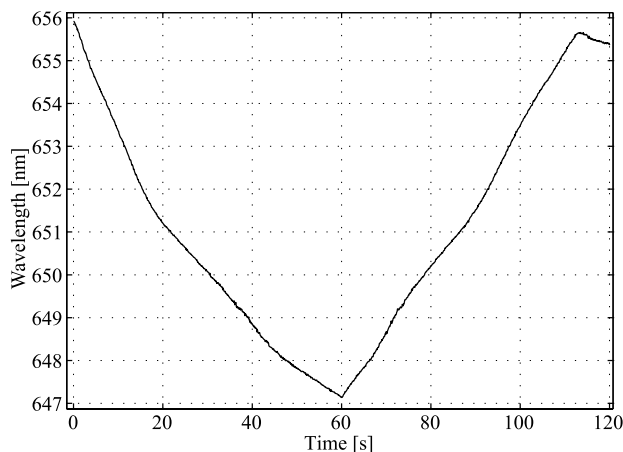


Bild 10: Wellenlänge des mPOF-LPG für einen Dehnungszyklus von 0% zu 3% zu 0% Textildehnung.

Figure 10: Peak wavelength shift of the mPOF LPG during a strain cycle between 0% and 3% textile strain.

noch näher untersucht werden. Aus denselben Gründen weicht auch das Übersetzungsverhältnis zwischen Textil- und Faserdehnung von dem 1%-Dehnzyklus ab.

5 Fazit

OFSETH entwickelt intelligente Textilien mit integrierten faseroptischen Sensoren zur Atmungsüberwachung anästhesierter und bewusstloser Patienten während einer MRT-Untersuchung. Es wurden sowohl zwei im Labor erfolgreich getestete innovative Atemsensoren vorgestellt, die auf der OTDR-Technik basieren, als auch die Eignung von mPOF-LPGs zur Atmungssensorik gezeigt.

Danksagung

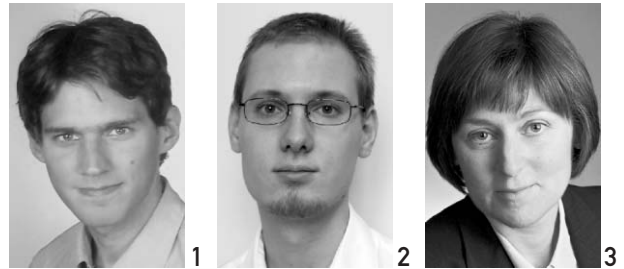
Dieser Beitrag entstand im Rahmen des Projektes Optical Fibre Sensor embedded into technical textile for healthcare „OFSETH“ und wird im 6. EU-Forschungsrahmenprogramm unter der Nummer IST-2005-027869 gefördert. Die Ansichten hier entsprechen nur denen der Autoren. Die Autoren danken für die finanzielle Unterstützung. Wir danken außerdem den Projektpartnern für die erfolgreiche Zusammenarbeit.

Die Autoren danken außerdem Mayanne Large und ihrer Arbeitsgruppe am Optical Fibre Technology Centre in Sydney, Australien für die Unterstützung mit mPOF-LPGs und die erfolgreiche Kooperation.

Literatur

- [1] URL: <http://www.ofseth.org>.
- [2] K. Krebber, A. Grillet, J. Witt, M. Schukar, D. Kinet, T. Thiel, F. Pirotte und A. Depré: Optical fibre sensors embedded into technical textile for healthcare (OFSETH). In: Proceedings of the 16th International Conference on Plastic Optical Fibres (POF 2007), S. 227–233, Turin (2007).
- [3] J. De Jonckheere, M. Jeanne, A. Grillet, S. Weber, P. Chaud, R. Logier and J. L. Weber: OFSETH: Optical Fibre Embedded into technical Textile for Healthcare, an efficient way to monitor patient under magnetic resonance imaging. In: Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC'07), Lyon (2007).
- [4] M. F. Dempsey and B. Condon: Thermal injuries associated with MRI. In: Clinical Radiology Bd. 56, S. 457–465 (2001).
- [5] E. Kanal: An overview of electromagnetic safety considerations associated with magnetic resonance imaging. In: Ann. N. Y. Acad. Sci. **649**, 204 (1992).
- [6] A. Raza and A. T. Augousti: Optical measurement of respiration rates. In: Sensors and their Applications VII, S. 325–330 (1995).
- [7] A. Babchenko, B. Khanokh, Y. Shomer and M. Nitzan: Fiber Optic Sensor for the Measurement of Respiratory Chest Circumference Changes. In: J. of Biomedical Optics **4**(2), 224 (1999).

- [8] C. Davis, A. Mazzolini and D. Murphy: A New Fibre Optic Sensor for Respiratory Monitoring. In: Australian Physical & Engineering Sciences in Medicine **20**(4), 214 (1997).
- [9] A. T. Augousti, F.-X. Malettras and J. Mason: Improved fibre optic respiratory monitoring using a figure-of-eight coil. In: *Physiol. Meas.* **26**, 588 (2005).
- [10] G. Wehrle, P. Nohama, H. J. Kalinowski, P. I. Torres and L. C. G. Valente: A fibre optic Bragg grating strain sensor for monitoring ventilatory movements. In: *Meas. Sci. Technol.* **12**, 805 (2001).
- [11] T. Allsop, R. Revees, D. J. Webb and I. Bennion: Respiratory monitoring using fibre long-period grating sensors. In: *Novel Optical Instrumentation for Biomedical Applications II, SPIE-OSA Biomedical Optics, SPIE 5864*, Q1 (2005).
- [12] P. Lenke, K. Krebber, M. Muthig, F. Weigand and E. Thiele: Distributed strain measurement using polymer optical fiber integrated in technical textile to detect displacement of soil. In: *Proc. III ECCOMAS thematic conference on smart structures and materials* (2007).
- [13] K. Nakamura, I. R. Husdi and S. Ueha: A distributed strain sensor with the memory effect based on POF OTDR. In: *Proc. SPIE 5855, 17th International Conference on Optical Fibre Sensors*, S. 807–811 (2005).
- [14] I. R. Husdi, K. Nakamura and S. Ueha: Sensing characteristics of plastic optical fibres measured by optical time-domain reflectometry, *Meas. Sci. Technol.* **15**, 1553 (2004).
- [15] A. Grillet, D. Kinet, J. Witt, M. Schukar, K. Krebber, F. Pirotte and A. Dépré: Optical fibre sensors embedded into medical textiles for monitoring of respiratory movements in MRI environment. In: *Proceedings of 4th European Workshop on Optical Fibre Sensors (EWOFS'07), SPIE 6619, Napoly, 2007*, S. R1–R4 (2007).
- [16] J. Witt, C.-A. Bunge, M. Schukar and K. Krebber: Real-time strain sensing based on POF OTDR. In: *Proceedings of the 16th International Conference on Plastic Optical Fibres (POF 2007)*, S. 210–213, Turin (2007).
- [17] M. Large, L. Poladian, G. W. Barton and M. A. van Eijkelenborg: *Microstructured Polymer Optical Fibres*. 1. Aufl., Sydney (2007).
- [18] M. P. Hiscocks, M. A. van Eijkelenborg, A. Argyros and M. Large: Stable imprinting of long-period gratings in microstructured polymer fibre. In: *Optics Express* **14**(11), 4644 (2006).
- [19] J. Moran: Analysis of a Strain and Bend Sensor created using a Long-Period Grating in a Microstructured Polymer Optical Fibre. Bachelor-Arbeit, OFTC Sydney (2007).
- [20] D. Kinet, J. Witt, A. Grillet, M. Schukar, K. Krebber, D. Giannone and F. Pirotte: Silica Fibre Bragg Grating Sensor Embedded into a Textile Fabric for Large Strain Applications. In: *Proceedings of Bragg Gratings, Photosensitivity and Poling in Glass Waveguides (BGPP'07), Quebec* (2007).



1 Dr.-Ing. Dipl.-Phys. Jens Witt studierte an der TU Berlin Physik und promovierte in der Elektrotechnik. Seit 2003 in der BAM tätig, beschäftigt er sich derzeit in der Arbeitsgruppe „Faseroptische Sensorik“ mit der Forschung und Entwicklung an faseroptischen Sensoren.

Adresse: Bundesanstalt für Materialforschung und -prüfung (BAM), Fachgruppe VIII.1, Unter den Eichen 87, 12205 Berlin, E-Mail: jens.witt@bam.de

2 Dipl.-Ing. (FH) Marcus Schukar studierte an der FHTW Berlin, verfasste 2006 seine Diplomarbeit mit einem Thema über Faser-Bragg-Gitter-Sensoren. Seit 2006 ist er Ingenieur bei der BAM, Fachgruppe „Mess- und Prüftechnik; Sensorik“, Arbeitsgruppe „Faseroptische Sensorik“.

Adresse: Bundesanstalt für Materialforschung und -prüfung (BAM), Fachgruppe VIII.1, Unter den Eichen 87, 12205 Berlin, E-Mail: marcus.schukar@bam.de

3 Dr.-Ing. Dipl.-Phys. Katerina Krebber studierte Physik und promovierte in der Elektrotechnik. Forschung und Entwicklung faseroptischer Sensoren seit mehr als 14 Jahren, u. a. Entwicklung ortsauflösender und polymeroptischer Fasersensoren sowie FBG-Sensoren. Seit 2004 bei der BAM, Berlin.

Adresse: Bundesanstalt für Materialforschung und -prüfung (BAM), Fachgruppe VIII.1, Unter den Eichen 87, 12205 Berlin, E-Mail: katerina.krebber@bam.de