

5. Workshop

Kleine Volumenströme in der Medizintechnik

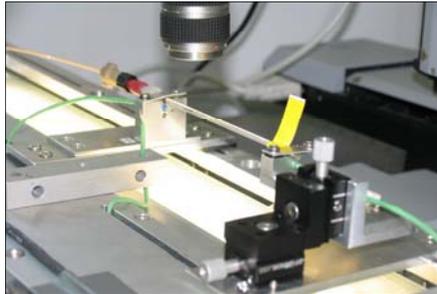
Projektvorstellung

15. Juni 2011

Arbeitsgruppe Medizinische Sensor- und Gerätetechnik
www.msgt.fh-luebeck.de



Messung niedriger Flowraten bis 10 nl/min



Martin Ahrens • ahrens@fh-luebeck.de

Medizinische Sensor- und Gerätetechnik • www.msgt.fh-luebeck.de

Ziel

Messung von Volumenströmen im Bereich von $(10 \pm 0,1)$ nl/min.

Bisherige Messverfahren sind in der Lage, Flowraten von minimal 50 nl/min (thermisch) oder bis 10 nl/min (gravimetrisch) zu bestimmen. Der Nachteil der gravimetrischen Methode ist die lange Messzeit von 6 – 72 Stunden, gekoppelt mit einer starken Mittelung der Messwerte. Dies macht eine Analyse des Volumenstroms im Bereich von Sekunden bis Stunden unmöglich. Mit der optischen Positionsbestimmung einer Flüssigkeitsfront sollen Flowraten von 10 nl/min mit einem Fehler von unter 10 % bestimmt werden.

Messaufbau:

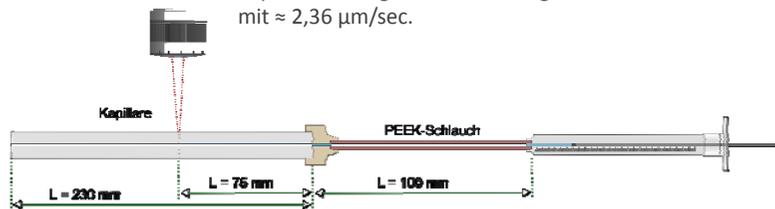
Präzisionskapillaren: $D_i = 150, 300, 600 \mu\text{m}$, Toleranz = 0,4 %
Fronttracking: Eigenentwicklung (C#, OpenCV, PID-Tracking)
USB-SW-Kamera + Objektiv (200x)
Präzisionsführung: 0,2 μm Schrittweite
Temperierung: $37 \pm 0,2^\circ\text{C}$
Materialien: PEEK, Glas

Flowquelle:

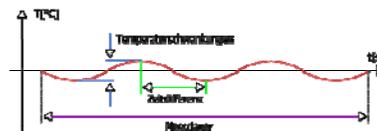
neMESYS Präzisionspritzenpumpe, Genauigkeit 1 %
Hamilton Glasspritze, 25 μl

Messprinzip

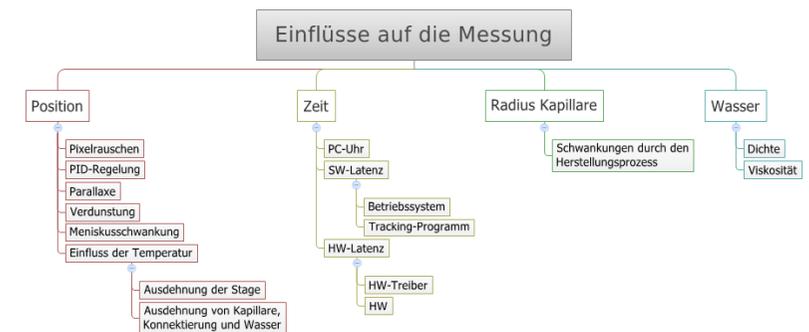
Erfassung einer Flüssigkeitsfront in einer Kapillare mit einer Auflösung von 1 Pixel pro $1,1 \mu\text{m}$. In einer $300 \mu\text{m}$ Kapillare bewegt sich die Flüssigkeitsfront bei 10 nl/min mit $\approx 2,36 \mu\text{m}/\text{sec}$.



Temperaturschwankungen im Bereich von $\pm 0,1 - 0,2^\circ\text{C}$ können von dem Messaufbau detektiert werden.



Fehlerabschätzung (1)



Fehlerabschätzung (2)

Konfiguration		
Temperaturschwankungen [K]		0,2
Zeitdifferenz [sec]		60
Messdauer [sec]		300
Flowrate [nl/min]		10
Länge Kapillare [mm]		75
Durchmesser Kapillare [µm]		300
Länge Schlauch [mm]		150
Durchmesser Schlauch [µm]		500
Länge Blase [mm]		0,001

$$Q = v \cdot A = \frac{x_2 - x_1}{t_2 - t_1} \cdot \pi \cdot R^2$$

$$\Delta \dot{V} = \dot{V} \cdot \left(\frac{2\Delta x}{x_2 - x_1} + \frac{2\Delta t}{t_2 - t_1} + \frac{2\Delta R}{R} \right)$$

Einzelfehler		
Position [µm]	Zeit [ms]	Radius [µm]
32,09	6,00	0,13

Gesamtfehler		
absolut [nl/min]		1,33
relativ [%]		13,25

Messungen mit getemperten Kapillaren (1)

Gemessen werden 15 Werte pro Sekunde, ein Wertepaar hat einen zeitlichen Abstand von 5 Sekunden. Die Statistik fasst jeweils einen Abschnitt von 5 Minuten zusammen, der bei einer Rampenmessung (10 min bei 0 nl/min, 10 min bei 10 nl/min). Die Kapillaren wurden vor der Messung durch Ausheizen ($\approx 500^\circ\text{C}$, 1 h) gereinigt.

Tabelle: Ergebnisse von vier unterschiedlichen Messungen mit insgesamt 3 unterschiedlichen Kapillaren, Versuch Nr. 2 kann als Ausreißer betrachtet werden.

Versuch (Nr.1)	Kapillare (Nr.)	Mittelwert nl/min	Standardabweichung nl/min	Standardabweichung %	Standardfehler nl/min	Standardfehler %
1	30	10,18	1,58	15,56	0,04	0,44
2	12	10,24	3,93	38,44	0,06	0,57
3	13	10,35	1,69	16,32	0,03	0,24
4	13	10,66	1,83	17,14	0,03	0,26

$$\text{Standardabweichung: } \sigma := \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2}$$

$$\text{Standardfehler: } \sigma(\bar{X}) = \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$$

Messungen mit getemperten Kapillaren (2)

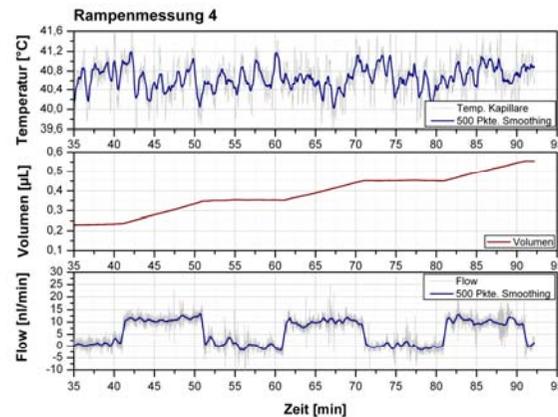


Abbildung: Grafische Ergebnisse des vierten Versuchs mit den Rampenmessungen. Ausgewertet wurde der Abschnitt Minute 65 – 70.

Ergebnisse

Der Prüfstand eignet sich zur Bestimmung kleinster Volumenströme.

Vergleicht man die berechneten und gemessenen Werte (schlechtester Wert aus einer Serie von drei Messungen) bei einer Flowrate von 10 nl/min, ergibt sich eine gute Übereinstimmung in Bezug auf die Standardabweichung.

Tabelle: Vergleich zwischen berechneten und gemessenen Werten.

Flowrate	Mittelwerte	Standardabweichung	
	nl/min	nl/min	%
berechnet	10,00	1,33	13,25
gemessen	10,66	1,83	17,14

Flow-Prüfstand für implantierbare Pumpen



Katharina Heitmann • heitmann.k@fh-luebeck.de

Medizinische Sensor- und Gerätetechnik • www.msgt.fh-luebeck.de

Beschreibung

- Mit dem Prüfstand können die Durchflussraten von Infusionspumpen gemessen und überprüft werden.
- Der Prüfstand ist insbesondere für gasdruckbetriebene implantierbare Infusionspumpen ausgelegt. Dafür bietet das integrierte Wasserbad eine Temperierung auf Körperkern-temperatur.
- Zusätzlich zum Durchfluss protokollieren verschiedene Sensoren die Umgebungsbedingungen.

Technische Daten

- Mit dem Prüfstand sind Durchflussmessungen im Bereich von 100 – 3000 nl/min durchführbar.
- Die Pumpen können in einem Wasserbad von 20 – 99°C bei einer Genauigkeit von $\pm 0.2^\circ\text{C}$ gelagert werden.
- Die Aufnahmen der Messdaten erfolgen mittels der seriellen Schnittstelle und über AD-Wandler.

Sensorik

Die Flow Bestimmung erfolgt:

- Thermisch: Flow Sensoren (verschiedene Modelle)
- Gravimetrisch: Präzisionswaage

Zusätzliche werden die folgenden Umgebungsparameter aufgenommen:

- Wassertemperatur
- Lufttemperatur
- Luftdruck
- Luftfeuchtigkeit

Gravimetrische Messung

- Mittels der Präzisionswaage kann der mittlere Massendurchfluss bestimmt werden. Vorteil dieser Methode ist die hohe erzielbare Genauigkeit, die Messung muss dazu allerdings über mehrere Stunden bis Tage durchgeführt werden.



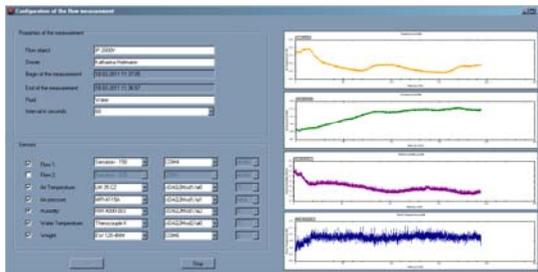
Thermische Durchflussmessung

- Mittels thermischer Flow-Sensoren kann der Massedurchfluss innerhalb von Minuten bestimmt werden. Zeitliche Auflösungen von Schaltvorgängen sind bis in den Millisekunden-Bereich möglich.



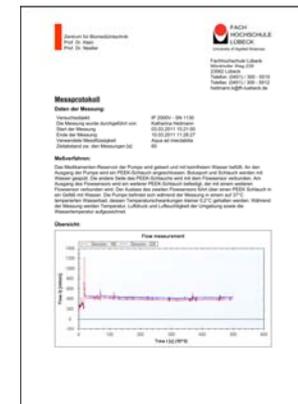
Software

- Eine Software steuert die Aufnahme, Synchronisation, Verarbeitung und Ausgabe der Messdaten.
- Über die grafische Benutzeroberfläche lassen sich die verwendeten Sensoren auf einfache Weise konfigurieren.
- Bereits während der Messung werden die Messwerte der einzelnen Sensoren grafisch in Diagrammen dargestellt, der Benutzer kann die Sensoren direkt auf ihre korrekte Funktionsweise überprüfen.



Automatische Generierung eines Protokolls

- Im Anschluss an die Messungen generiert die Software automatisch ein PDF-Protokoll.
- Das Protokoll fasst die Messergebnisse zusammen und beinhaltet:
 - Beschreibung der Messung
 - Diagramme der Messwerte
 - Statistik



Flowsensorik in bewegten Systemen

Untersuchung von Nanoflowsensoren in einer realistischen Umgebung



Jörg Schroeter • schroeter@fh-luebeck.de

Medizinische Sensor- und Gerätetechnik • www.msgt.fh-luebeck.de

Einführung

- Gasgetriebene implantierbare Medikamentenpumpen liefern immer einen konstanten Volumenstrom und können nach der Implantation nicht mehr den Bedürfnissen des Patienten angepasst werden.
- Voraussetzung für ein geregeltes System ist die Erfassung des Istzustandes, also des Medikamentenflusses.
- Es soll geprüft und getestet werden, inwieweit sich für technische Anwendungen entwickelte miniaturisierte Flowsensoren für einen Einsatz in implantierbaren Medikamentenpumpen eignen.

Intrafraktionäre Organbewegung

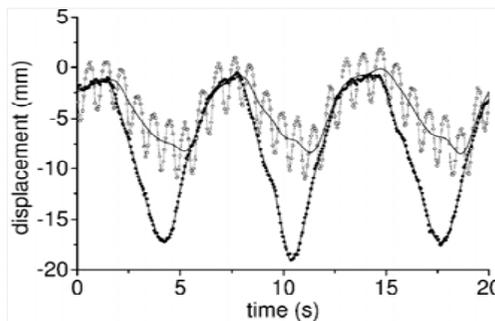


Figure 2. Breathing curves for the right hemidiaphragm (●) and left ventricle (○). Low-pass filtering ($f_c = 1$ Hz, solid line) removes the superimposed cardiac motion.

K. Nehrke, P. Börner, D. Manke, and J. C. Böck: Free-breathing cardiac mr imaging: study of implications of respiratory motion—initial results. *Radiology*, 220(3):810–815, Sep 2001.

Hauptverursacher der intrafraktionären Bewegung sind die Herz- und Lungenbewegungen. Sie haben vor allem Einfluss auf die Bewegungen im Thorax und Bauchraum. Während der Einfluss der Herzkontraktion hauptsächlich im Thorax gemessen werden kann sind die Einflüsse der Atmung im Bauchraum sowie im Thorax deutlich messbar. Nehrke et. al haben die Bewegung des rechten Diaphragmas sowie des linken Herzventrikels bei normaler Atmung gemessen. Es lässt sich deutlich die kranio-kaudal Bewegung des Herzens durch die Atmung erkennen, ein Einfluss der Herzkontraktion am Diaphragma jedoch nicht.

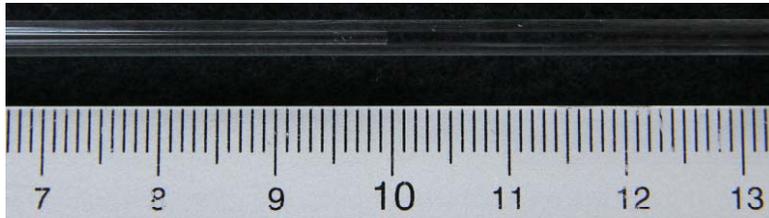
Anforderungen an einen Messstand



Die Anforderungen an einen Messstand zur Simulation der Bewegungen ergeben sich zum einen aus den erwartenden Bewegungsamplituden und -frequenzen. Die Geschwindigkeit ergibt sich aus der Zeit, die zum Ein- oder Ausatmen gebraucht wird und der Amplitude. Nimmt man einen Wert von etwa drei Sekunden für einen kompletten Atemzyklus an und berücksichtigt die Ruhephasen nicht, bleibt etwa eine Sekunde als Wert für einen Ein- oder Ausatemvorgang. Der Messstand müsste deshalb in der Lage sein eine Geschwindigkeiten von 30 mm/s zu erreichen.

Hochdynamische Schaltvorgänge

Ein optisches Messsystem zur Bestimmung kleinster Volumenströme mit sehr hoher zeitlicher Auflösung.

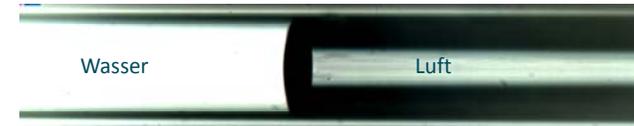


Jörg Schroeter • schroeter@fh-luebeck.de

Medizinische Sensor- und Gerätetechnik • www.msgt.fh-luebeck.de

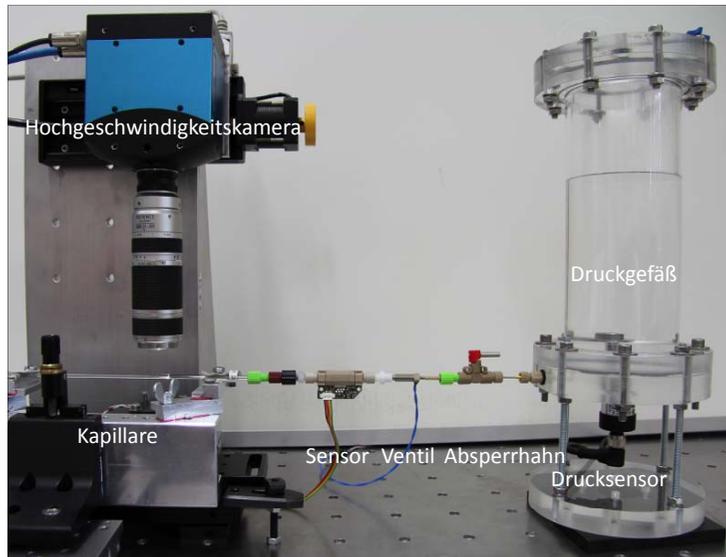
Einführung

- Die Front-Tracking Methode liefert ein Volumen in Abhängigkeit von der Position der Front.
- Eine Hochgeschwindigkeitskamera mit einem Mikroskopobjektiv nimmt Bilder von der sich in der Kapillare bewegend Grenzschicht zweier Medien auf.
- Das Volumen V wird unter der Voraussetzung einer zylindrischen Geometrie der Präzisionskapillare berechnet $V = (\pi \cdot (D/2)^2 \cdot (X_T - X_0))$; Durchmesser D ; Positionsänderung $(X_T - X_0)$



24.01.2011 16:36:35 4283 42820.0[ms] CAM profile init (100 Hz)

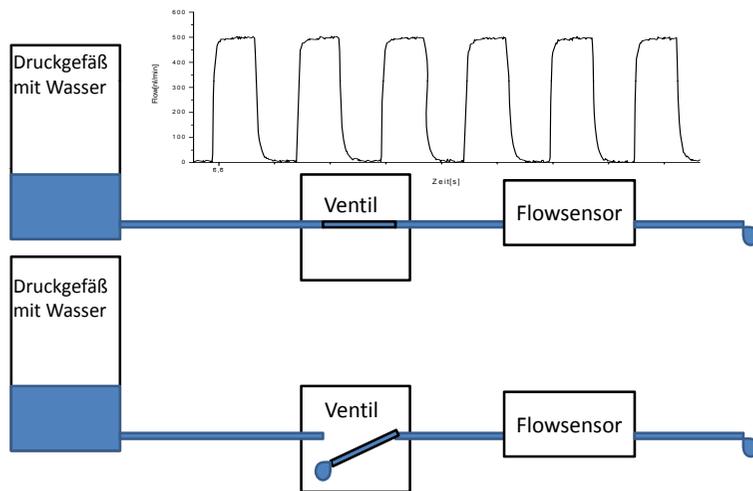
Aufnahme der Kapillare mit der Hochgeschwindigkeitskamera



Das Messsystem besteht aus folgenden Komponenten:

- Hochgeschwindigkeitskamera
- Mikroskopobjektiv
- Kapillare
- Kollimatorlinse
- Lichtquelle (LED)

Generierung steiler Flanken mit einem Druckgefäß als Quelle und einem 3/2 Mikromagnetventil als Schalter für die Dosierung kleinster Volumina.



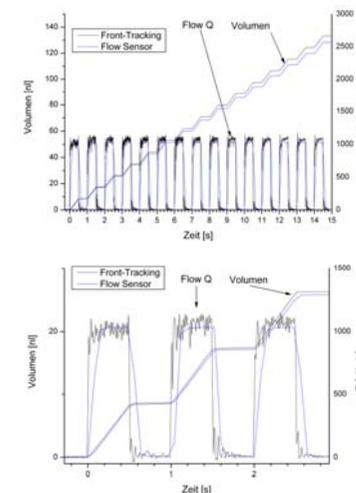
Messen

- Ein Druckgefäß dient als Flowquelle.
- Der Überdruck wird von einem Drucksensor gemessen.
- Über verschiedene Ventile können kleinste Volumina dosiert werden.
- Kamera- und Ventilsteuerung werden synchronisiert.
- Die Messanordnung kann absolut kalibriert werden.
- Zeitliche Auflösung: 100 – 5.000 Bilder/ Sekunde (bis 32.000 möglich)

Auswertung

- Der optische Abbildungsmaßstab wird mit einem Glaseichmass, welches zum Kalibrieren von Mikroskopen bestimmt ist, absolut gemessen.
- Mit einer Software zur Bilderkennung wird die Position der Grenzschicht der beiden optisch unterschiedlich dichten Medien bestimmt.
- Das Produkt aus der Differenz der Positionen zu den Zeiten T und T_0 und dem Querschnitt der Präzisionskapillare ergibt das dosierte Volumen.
- Aus der zeitlichen Ableitung des dosierten Volumens kann der Flow \dot{Q} berechnet werden.

Ergebnisse



- Das gemessene Volumen der optischen Methode stimmt mit dem berechneten Volumen einer kalibrierten thermischen Messmethode im Rahmen der angegebenen Genauigkeit überein.
- Der berechnete Flow \dot{Q} der optischen Methode stimmt ebenfalls mit dem gemessenen Flow der thermischen Methode überein.

Miniaturaktuatorik für Endoskope



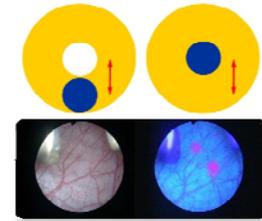
Philipp Abel • abel.p@fh-luebeck.de

Medizinische Sensor- und Gerätetechnik • www.msgt.fh-luebeck.de

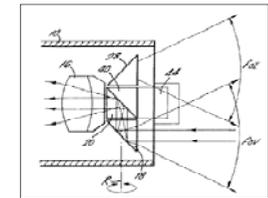
Motivation

Ziele

- Umsetzung aus dem Konsumbereich bekannter Funktionalitäten in medizinischen Videoendoskopen:
 - (Auto)Fokus
 - Optischer Zoom
 - Makro-Funktion
 - Schwenkbare Filter
 - Variable Blickrichtung



Schwenkbarer Filter zur Detektierung von Tumoren [1]

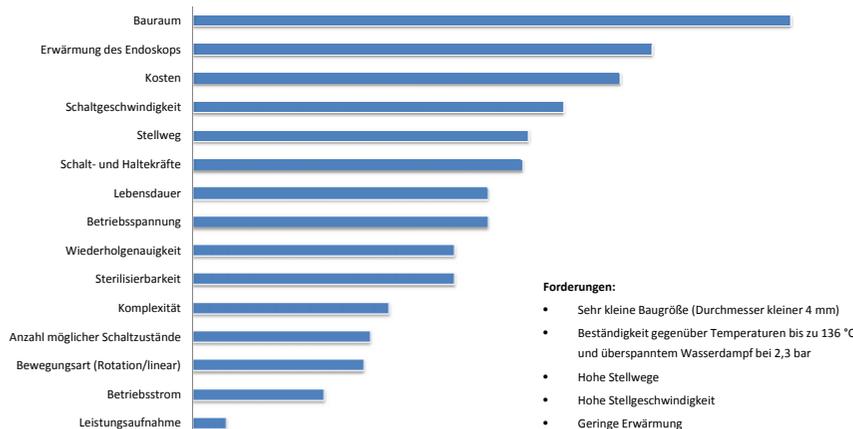


Variable Blickrichtung mit Swing Prisma [2]

[1] Olympus Surgical Technologies Europe, Hamburg, 2010
[2] Olympus KeyMed Patent US6,560,013B1

Anforderungen an Aktuatoren

Einfluss der einzelnen Randbedingungen auf die Aktuatorauswahl



Vergleich ausgewählter Aktuatorstechnologien

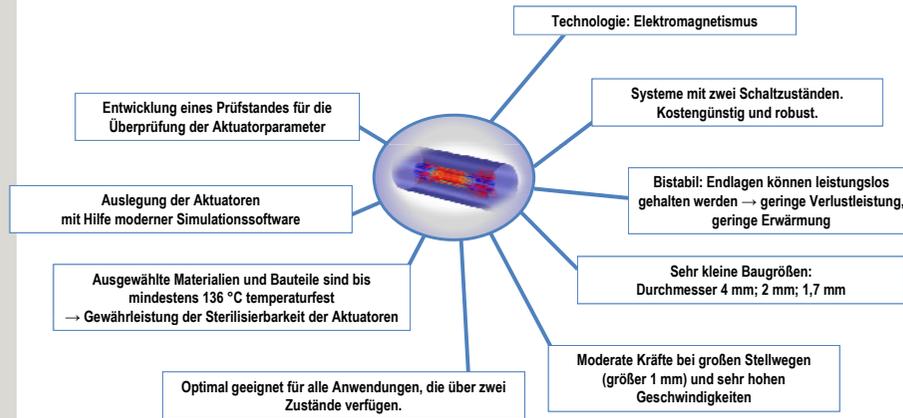
Geeignete Aktuatorstechnologien

- Elektromagnetische Aktuatoren
- Piezoelektrische Aktuatoren
- Formgedächtnislegierungen

Ungeeignete Aktuatorstechnologien

- Elektrostatische Aktuatoren
- Pneumatische Aktuatoren
- Hydraulische Aktuatoren
- Thermobimetalle
- Magnetostriktive Aktuatoren

Entwicklung bistabiler Mikroaktuatoren



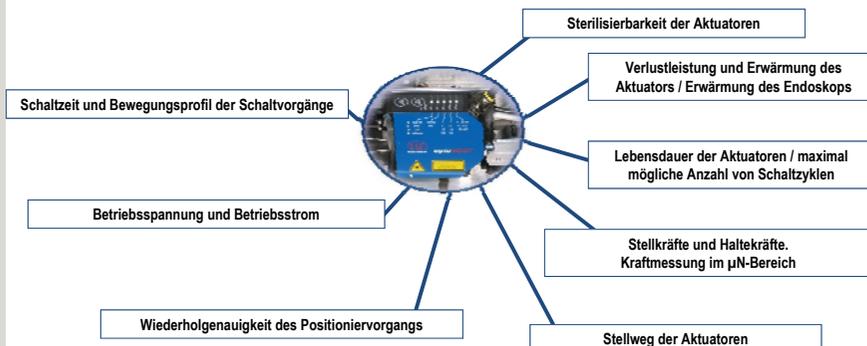
Entwicklung bistabiler Mikroaktuatoren

Bistabiler Aktuator mit einem Außendurchmesser von 2 mm



Prüfstand für die Aktuator-Evaluierung

Zu prüfende Aktuatorparameter

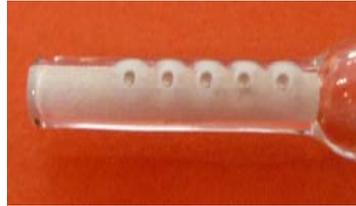


Ausblick

Ziele

- Miniaturisierung der Aktuatore
 - Angestrebte Durchmesser kleiner als 1 mm
 - Ermittlung der Grenzen konventioneller Fertigungsverfahren
 - Möglichkeiten der Herstellung mit Hilfe von Schichttechniken
- Entwicklung von Aktuatore mit mehreren Schaltzuständen
 - Aktuatore mit diskreter Anzahl von Schaltzuständen
 - Aktuatore für kontinuierliche Bewegungen

Einstellbare Regeldrossel für die Mikrofluidik



Yavuz Selim Mutlu • mutlu@fh-luebeck.de
Manuela Ickert, Holger Janssen, Tobias Klepsch

Medizinische Sensor- und Gerätetechnik • www.msgt.fh-luebeck.de

VarioPump

- Im Projekt „VarioPump“ wird eine Drossel zur Regelung der Medikamentendosis einer implantierbaren gasbetriebenen Infusionspumpe entwickelt.
- Diese Infusionspumpe findet ihren Einsatz in der Schmerz- und Spastiktherapie.
- Derzeit ist der Medikamentenfluss konstant.
- Mit dem neuen Drosselkonzept soll der Medikamentenfluss dem Schmerzempfinden des Patienten individuell angepasst werden können.
- Die vorhandene Chipdrossel wird durch eine Drosselkonstruktion mit den porösen Keramiken Al_2O_3 oder ZrO_2 ersetzt.

Die porösen Keramiken

Al_2O_3



Das Al_2O_3 -Röhrchen mit $0,8 \mu m$ Porengröße hat eine Wandstärke von $0,5 mm$. Um die Drosselwirkung zu verstärken, ist an der Innenfläche eine Beschichtung mit Porengrößen von bis zu $0,9 nm$ aufgebracht.

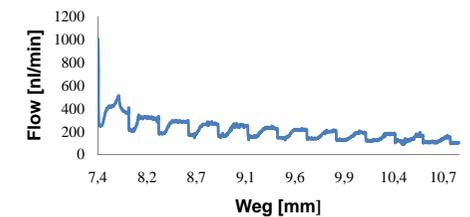
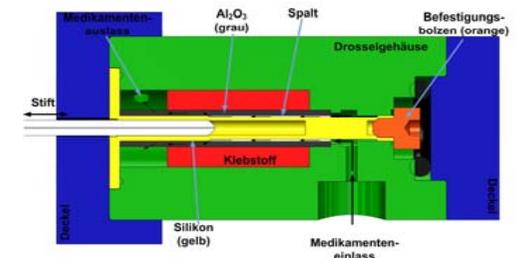
ZrO_2



Der ZrO_2 -Vollzylinder mit einer Porengröße von $0,2 \mu m$ ist in einer Glaskapillare eingeschmolzen. Für einen variablen Flow werden mit einem Excimer-Laser Bohrungen in die Glasschicht eingebracht.

Drosselkonzept mit Al_2O_3

Aufbau: Im Hohlraum des Al_2O_3 -Röhrchens (grau) wird elastisches Silikon (gelb) mit einem Stift (weiß) auf die Innenfläche des Keramikröhrchens gepresst. Dadurch wird die Länge des Spalts zwischen Silikon und Röhrchen verändert und über die resultierende Flowwiderstandslänge des Keramikröhrchens der gewünschte Medikamentenfluss eingestellt.



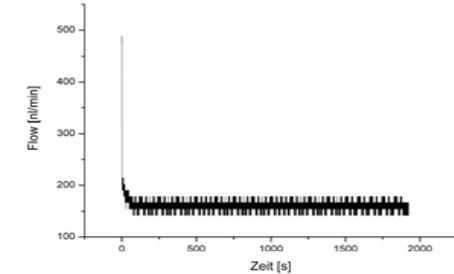
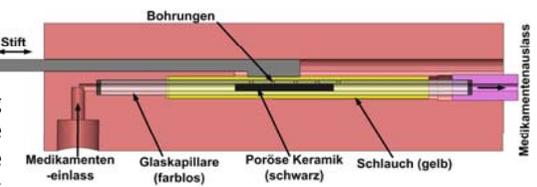
Ergebnisse des Al₂O₃-Konzepts mit verschiedenen Innenbeschichtungen

	Träger	Porengröße des Trägers	Beschichtung	Porengröße der Beschichtung	Flowbereich (max-min)	max. Weg
1	Al ₂ O ₃	0,8 µm	TiO ₂	0,9 nm	2000 - 150 nl/min	18 mm
2	Al ₂ O ₃	0,8 µm	Al ₂ O ₃	100 nm	150 - 90 µl/min	22 mm
3	Al ₂ O ₃	0,8 µm	Al ₂ O ₃	200 nm	25 - 19 µl/min	-
4	Al ₂ O ₃	0,8 µm	ZrO ₂	3 nm	2500 - 150 nl/min	-

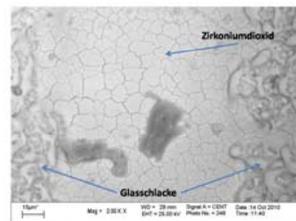
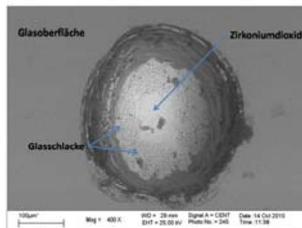
In den ersten Versuchen wurde der erwünschte Flowbereich bis 150 nl/min mit den Beschichtungen TiO₂ (Porengröße 0,9 nm) und ZrO₂ (3 nm) erreicht.

Drosselkonzept mit ZrO₂

Aufbau: Durch die Verschiebung eines Stiftes (grau) können die Austrittsbohrungen mit Hilfe eines elastischen Silikonschlauchs geöffnet oder geschlossen werden. Die Veränderung des Medikamentenflusses wird durch die Eindringtiefe des Stiftes bewirkt. Die ersten Ergebnisse eines ZrO₂-Zylinders ohne Bohrungen zeigen einen Durchfluss von 150 nl/min.



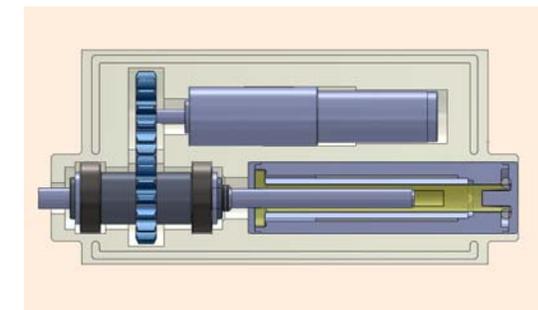
Bohrungen mit dem Excimer Laser



Trotz Sprödigkeit können mit einem Excimer-Laser Bohrungen in guter Qualität hergestellt werden. Am Rande der Bohrung entsteht Glasschlacke, deren Entfernung untersucht werden soll. Außerdem soll nachgeprüft werden, ob sich die Poren an der Oberfläche des ZrO₂ im Bereich der Bohrung durch die Wärmeeinflüsse verändern bzw. schließen.

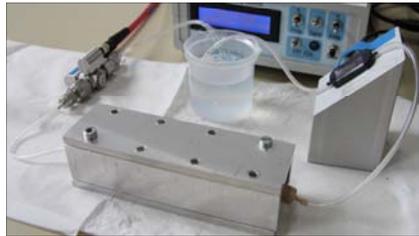
Ausblick

- Miniaturisierung der Drossel
- Anpassung eines Vorfilters für die Drossel zur Vermeidung einer Verblockung der Keramik
- Untersuchung der Poren auf ihre Reproduzierbarkeit
- Untersuchung der mit dem Excimer-Laser erzeugten Bohrungen



Möglicher Prototyp in einer miniaturisierten Form

Mikrofluidische Durchflussmesszelle für Diffusionsuntersuchungen



Tobias Wenzel • wenzel@fh-luebeck.de

Medizinische Sensor- und Gerätetechnik • www.msgt.fh-luebeck.de

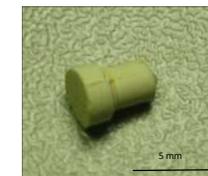
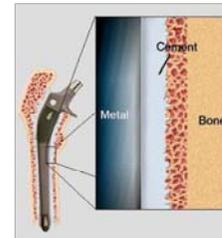
Einleitung

Knochenersatzmaterialien

- Überbrückung knöcherner Defekte
- Fixierung von Prothesen im Knochen

Arzneistoffbeladene Knochenimplantate

- breites Anwendungsspektrum
- Problemstellung: *In-vivo* Arzneistofffreisetzung unbekannt



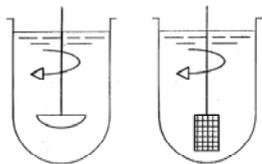
Beladener Calciumphosphat-Knochenzement

[1]

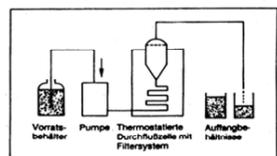
Konventionelle Freisetzungsmethoden ermöglichen keine Aussagen über die zu erwartende In-vivo-Freisetzung; keine valide In-vitro/In-vivo-Korrelation

Konventionelle *In-vitro*-Freisetzungsmethoden

Blattrührerapparatur

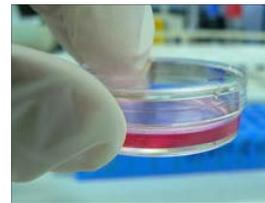


Durchflusszellen



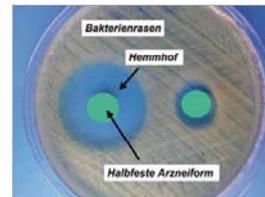
[2]

Zellkulturen



[3]

Agardiffusionstest



[4]

Bestimmung der biochemischen Arzneistoffeffekte

Bestimmung der freigesetzten Arzneistoffmenge

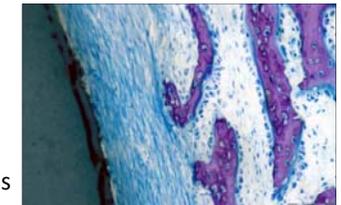
Bestimmung der Wirksamkeit von Antibiotika

Konzept: Idee

Während der Implantateinheilung laufen an der Grenzfläche Knochen/Implantat im zeitlichen Kontext unterschiedliche Reparaturprozesse ab

Wechselwirkung Implantat/Knochen

- Erstreaktion an der Materialoberfläche:
 - Adsorption von Blutproteinen
- Lokale Gewebereaktion:
 - Fremdkörperreaktion, Wundheilung
- Korrosion oder Abbau des Implantatmaterials
- Systemischer Effekt (Langzeitwirkung)



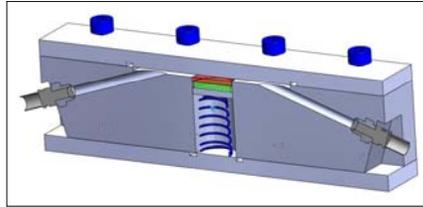
Implantat *In-vivo*

Ziele des Projektes

- Verbesserung der bisherigen *In-vitro* Freisetzungsmethoden
- Erstellung eines physikalischen Modells der Freisetzung bzw. Transportvorgänge

Methoden (1)

- **Ziel:** Abbildung des Diffusionsverhaltens einer *In-vivo*-Diffusionsbarriere
- **Methode:** Entwicklung einer modifizierten Durchflusszelle unter Verwendung von Hydrogelen als Material für eine Diffusionsmembran



Methoden (2)

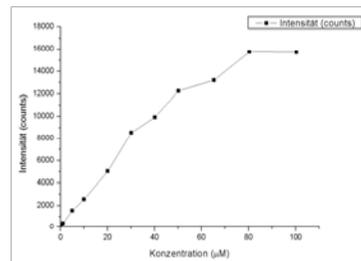
- Kontinuierliche Bestimmung der Farbstoffdiffusion in den Kreislauf mittels Fluoreszenzspektroskopie
- Bisher: Fluorescein-Natrium-Lösung als Modellarzneistoff
- Hydrogelscheiben (trocken):
 - 10 x 0,8 mm
 - 10 x 1,0 mm
- Spülmedium: Ringerlösung



Messaufbau

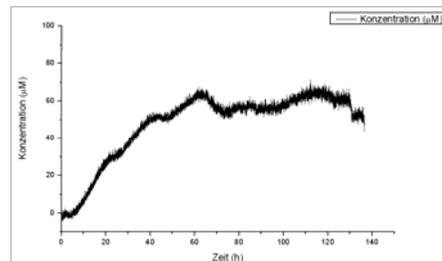
Ergebnisse

Kalibrierfunktion



- Schwankungen der Kurve
- Messbereich bis ca. 70 µM

Konzentrations-Zeit-Verlauf



- Grenze des Messbereiches nach ca. 60 h erreicht
- (Temperatur)Schwankungen der Kurven
- Flow: 0,3 ml/min

Ausblick

- Versuche mit Arzneistoff beladenen Implantat-Proben
- Durch Variation der Hydrogelparameter (Schichtdicke, Vernetzung, Geometrie) soll die Freisetzung an *In-vivo*-Daten aus der Literatur angepasst werden
- Einbau von Hydroxylapatit-beschichteten Knochengerüsten (Scaffolds), mit denen der spongiöse Knochenanteil nachgebildet werden soll

Bildernachweise:

- [1] http://www.evmh.de/uploads/media/2009_Mein_neues_Gelenk.pdf
- [2] <http://archiv.uni-saarland.de/mediadb/Fakultaeten/fak8/fr82/lehr/Vorlesungen/AFL2/GIT9.pdf>
- [3] <http://www.sein.de/geist/weisheit/2010/die-weisheit-der-zellen-interview-mit-bruce-lipton.html>
- [4] Trommer, H., Neubert, R., *Biopharmazeutische Charakterisierung halbfester Arzneiformen*, Pharmazeutische Wissenschaft, 2006

Optische Kalibrierhilfe für Pulsoxymeter



Benjamin Weber • weber@fh-luebeck.de

Medizinische Sensor- und Gerätetechnik • www.msgt.fh-luebeck.de

Einführung

Die Pulsoxymetrie

- ... bestimmt optisch die arterielle O₂-Sättigung (Oxygenierung, SaO₂),
- ... arbeitet nicht-invasiv und kontinuierlich,
- ... gehört zum Standardmonitoring im klinischen Alltag,
- ... lässt sich nur empirisch durch Probandenstudien kalibrieren.

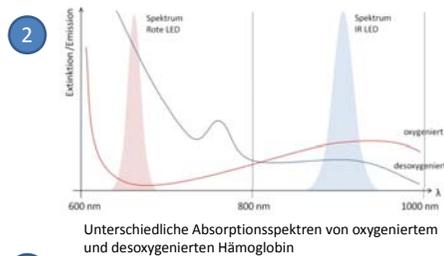
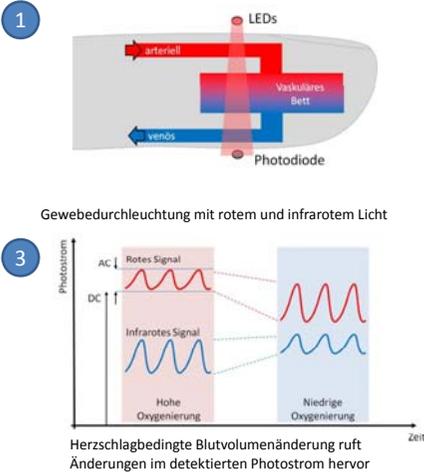


Pulsoxymeter im Einsatz



Verschiedene Pulsoxymeter-Sensoren

Grundlagen der Pulsoxymetrie

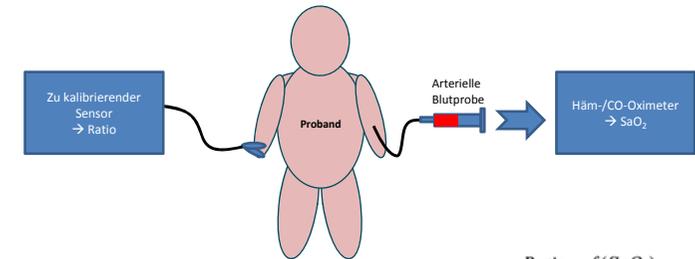


4

$$\left(\frac{I_{AC}/I_{DC}}{I_{AC}/I_{DC}} \right)_{rot} = \text{Ratio-of-Ratios} = f(SaO_2)$$

Verhältnissbildung der Wechsel- und Gleichanteile der roten und infraroten Signale liefert Informationen über arterielle Oxygenierung

Aktuelle Kalibrationsmethodik (entspr. ISO 9919)

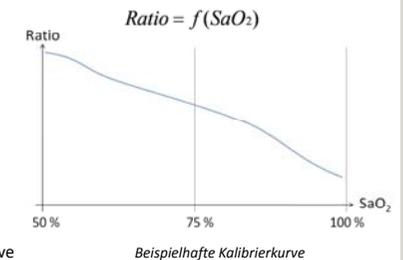


Zweck:

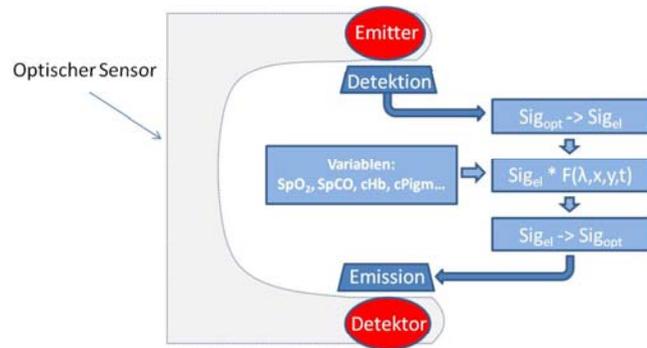
Empirische Probandenstudie (kontrollierte Hypoxämie), um Sensorsignal (Ratio) und arterielle Oxygenierung (SaO₂) miteinander zu korrelieren.

Ablauf:

1. Kontinuierliche Überwachung der Oxygenierung anhand Referenzsensorik
2. Entsättigung auf Plateaus zwischen 100 % - 75 % SaO₂
3. Entnahme arterielle Blutproben (5 pro Plateau) und Analyse mittels Häm-/CO-Oxymetrie
4. Gegenüberstellung von Sensorsignal und SaO₂ → Kalibrierkurve

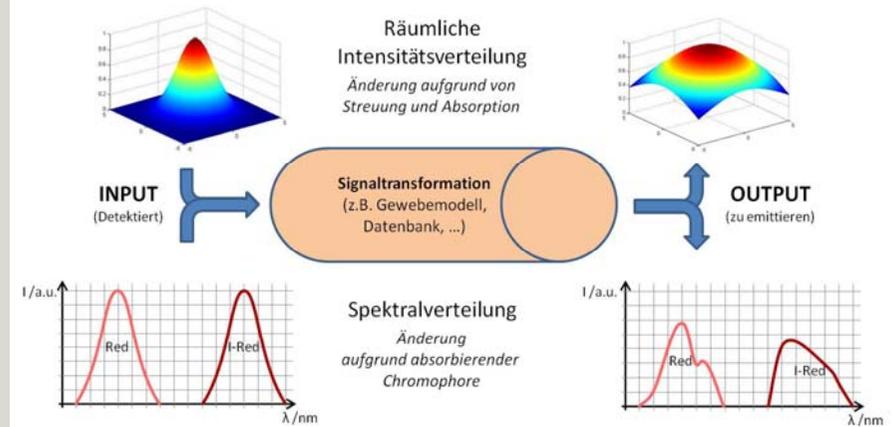


Konzept (1)



1. Detektion der optischen Signale des zu kalibrierenden Sensors und Umsetzung in eine verarbeitbare Form
2. Signalmodulation entsprechend der Licht-Gewebe-Wechselwirkungen abhängig z.B. von der Sauerstoffsättigung
3. Umsetzung in optisches Signal und Re-Emission an den zu kalibrierenden Sensor

Konzept (2)

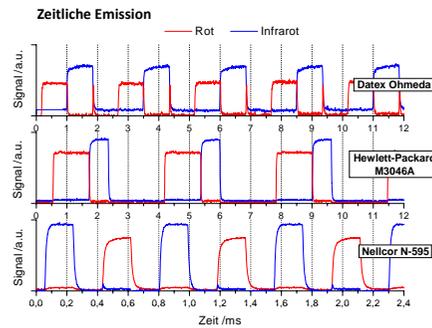
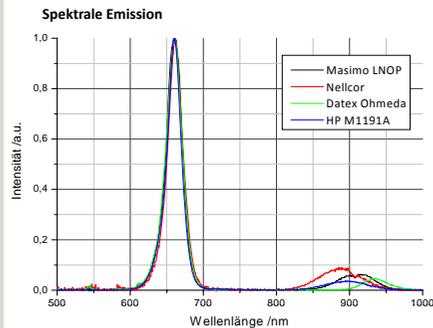


Prinzipieller Ablauf der Signalmodulation hinsichtlich der räumlichen und spektralen Emission

Charakterisierung herkömmlicher Sensoren

Als Grundlage für die Entwicklung des neuen Systems wurde eine Vielzahl von Pulsoxymetern hinsichtlich der Emissionsspektren und der zeitlichen Taktung der integrierten roten und infraroten LEDs untersucht.

Die Ergebnisse liefern die Grundlage für die Anforderungen an das zu entwickelnde System bezüglich der Detektion der spektralen und zeitlichen Komponenten.



Beispiele gemessener Emissionsspektren und Taktmuster einiger Pulsoxymeter

Fazit

- Spektrale Emission:
 - Vergleichbare spektrale Emission im Roten: 660 nm
 - Stark variierende Emission im Infraroten: 885 nm - 935 nm
- Zeitliche Emissionsmuster:
 - Pulsdauern: 36 μ s – 1.500 μ s
 - Unterschiedliche R/IR Tastverhältnisse
 - Wiederholraten: 0,164 kHz – 3,2 kHz
- Detektionseinheit muss entsprechend schnell und flexibel arbeiten
- Emissionseinheit muss spektral flexibel sein

Ausblick

- Messung der Spektren vieler Sensoren gleichen Modells in der Klinik
- Erstellung eines Prototyps zur standardisierten Sensorcharakterisierung
- Untersuchungen zur Erhaltung räumlicher Informationen der Sensor-Emitter (Einfluss der Streuung im Gewebe)
- Entwicklung einer spektral flexiblen Lichtquelle

Besonderer Dank gilt Prof. Dr. med. Gehring (Klinik für Anästhesiologie, UK S-H, Campus Lübeck).

Wir danken unseren Partnern und Unterstützern für die Förderung unserer Arbeit.



UNIVERSITÄT ZU LÜBECK



Bundesministerium
für Bildung
und Forschung



ZUKUNFTSprogramm
Wirtschaft

Investition in Ihre Zukunft

Das Zukunftsprogramm Wirtschaft wird aus dem Europäischen Fonds für regionale Entwicklung (EFRE) kofinanziert.

SENSIRION
THE SENSOR COMPANY

tricumed

stryker[®]

OLYMPUS

m·u·t



Institut für Biomedizinische Optik

SI Analytics



Fraunhofer

IKTS



Fraunhofer

ITWM