

HRW

Kurzfassung der Beiträge
IEEE Workshop
Medizinische Messtechnik

19. April 2013

Vortragsreihe an der Hochschule Ruhr West
Band 2

Herausgeber:

Prof. Dr.-Ing. Jörg Himmel, Hochschule Ruhr West, Mülheim an der Ruhr

Organisationskomitee:

Maral Heidary Dastjerdi, Wissenschaftliche Mitarbeiterin Institut Mess- und Sensortechnik, Hochschule Ruhr West

Felix Hochgeschurz, Wissenschaftlicher Mitarbeiter Institut Mess- und Sensortechnik, Hochschule Ruhr West

Christoph Knopf, Wissenschaftlicher Mitarbeiter Institut Mess- und Sensortechnik, Hochschule Ruhr West

Birgit Moll, Assistentin Institut Mess- und Sensortechnik, Hochschule Ruhr West

Tino Morgenstern, Wissenschaftlicher Mitarbeiter Institut Mess- und Sensortechnik, Hochschule Ruhr West

Christoph Prall, Wissenschaftlicher Mitarbeiter Institut Mess- und Sensortechnik, Hochschule Ruhr West

Markus Rübesam, Wissenschaftlicher Mitarbeiter Institut Mess- und Sensortechnik, Hochschule Ruhr West

Jens Weidenmüller, Wissenschaftlicher Mitarbeiter Institut Mess- und Sensortechnik, Hochschule Ruhr West

Dawei Xu, Wissenschaftlicher Mitarbeiter Institut Mess- und Sensortechnik, Hochschule Ruhr West

Wissenschaftlicher Beirat:

Prof. Dr.-Ing. Jörg Himmel, Hochschule Ruhr West, Mülheim an der Ruhr

Prof. Dr.-Ing. Olfa Kanoun, Technische Universität Chemnitz

Prof. Dr.-Ing. Dirk Rüter, Hochschule Ruhr West, Mülheim an der Ruhr

Prof. Dr. sc. techn. Klaus Thelen, Hochschule Ruhr West, Mülheim an der Ruhr

Mülheim an der Ruhr, April 2013

ISBN 978-3-9814801-3-9

Hochschule Ruhr West
Mellinghofer Straße 55, Gebäude 35
45473 Mülheim an der Ruhr

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Handelsnamen, Warenbezeichnungen usw. in diesem Werk berechtigt auch ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der Warenzeichen- und Markenschutz-Gesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von jedermann benutzt werden dürften.

Sollte in diesem Werk direkt oder indirekt auf Gesetze, Vorschriften oder Richtlinien (z. B. DIN, VDI, VDE) Bezug genommen oder aus ihnen zitiert worden sein, so kann die Hochschule keine Gewähr für Richtigkeit, Vollständigkeit oder Aktualität übernehmen. Es empfiehlt sich, gegebenenfalls für die eigenen Arbeiten die vollständigen Vorschriften oder Richtlinien in der jeweils gültigen Fassung hinzuzuziehen.

IEEE Workshop Medizinische Messtechnik

Grußwort

Wir freuen uns, Sie zum dritten IEEE Workshop an der Hochschule Ruhr West – University of Applied Sciences zu begrüßen. Dieser Workshop findet als Teil einer Reihe statt, die gemeinsam vom Instrumentation and Measurement Chapter der IEEE Germany Section und der Hochschule Ruhr West organisiert wird.

Die Reihe der IEEE Workshops an der HRW, in der bereits zwei erfolgreiche Veranstaltungen in den Jahren 2010 und 2012 durchgeführt wurden, weist abwechselnd die Themen medizinische und industrielle Messtechnik als Schwerpunkte aus. In diesem Jahr steht die medizinische Messtechnik im Fokus.

Diese Veranstaltungen bieten eine Plattform für den Wissensaustausch zwischen der Industrie sowie öffentlichen und kommerziellen Forschungseinrichtungen im Bereich medizinischer Messtechnik.

Das vorliegende Abstract Book bietet allen Teilnehmenden die Möglichkeit, auch später noch Kontakt zu den Vortragenden aufzunehmen. Daneben freuen wir uns, dass erstmals in diesem Jahr ausgewählte Workshop-Beiträge in einem Sonderheft der Zeitschrift tm-Technisches Messen im Oldenbourg Verlag publiziert werden können.

Wir danken allen Referentinnen, Referenten und Beteiligten für ihre Unterstützung und freuen uns auf rege Diskussionen!

Prof. Dr.-Ing. Olfa Kanoun
Chair of the IM Chapter IEEE Section Germany

Dr. Heike Wulfert
Forschung und Transfer an der HRW

Prof. Dr.-Ing. Jörg Himmel
Vizepräsident
Forschung und Transfer an der HRW

Titel der Präsentation	Name	Institution	Seite
Nachweis ionisierender Strahlung im MRT: Initiale Ergebnisse und klinische Implikationen	Markus Rausch	RheinAhrCampus Remagen	6
EM field correction in deep hyperthermia system: Design of hardware and correction method	Daniel de Jong	Erasmus Medical Center Rotterdam	8
MR Thermometry for Head and Neck Hyperthermia	Wouter Numann	Erasmus Medical Center Rotterdam	9
Modulares Messsystem zur Erfassung peripher-physiologischer Signale	Daniel Matthes	HTWK Leipzig	10
EEG-Ableitung mit Funkdatenübertragung	Johann Hauer	Fraunhofer-Institut IIS Erlangen	14
Proton Radiography of Biological Samples	Dr. rer. nat. Matthias Prall	GSI Darmstadt	15
Faseroptischer chemischer Multisensor zur medizinischen Patientenüberwachung	Prof. Dr. Lothar Kempen	Hochschule Ruhr West	17
Planare Mikrosensoren zur orts aufgelösten Analyse von Geweben und Flüssigkeiten	Alice Fischerauer	Universität Bayreuth	19
Atmosphärendruckplasma für biomedizinische Anwendungen: Plasma Diagnostiken und Inaktivierung von Bakterien	Sven Hofmann	Eindhoven University of Technology	20
Analyse der Feldverteilung bei der Elektrochirurgie	Christoph Knopf	Hochschule Ruhr West, Bottrop	21
Zahnärztliche Implantologie: Wie groß ist der Kraftstoß bei der Entfernung von zementierten Kronen?	PD Dr. med. dent. Norbert Enkling	Universität Bern und Bonn	22
In-Vivo Messung der biomechanischen Eigenschaften des Humanen Paradontalligamentes	Cornelius Dirk	Universität Bonn	23
Portable Bioimpedance Measurement System for Medical Application	Dhouha Bouchaala	Technische Universität Chemnitz	24
Einsatz elektrischer Messverfahren zur Klassifizierung steatotischer Spenderlebern	Christian Sehestedt	Tyco Electronics Speyer	25
Markerlose Patientenregistrierung und Navigation in der kraniellen Chirurgie mittels eines robotergeführten optischen Systems	Dominik Scarpin	Universität Siegen	26
Einsatz optischer 3D-Digitalisierung zur Erfassung und Verfolgung der Patientenanatomie in der robotergestützten Chirurgie	Stephanie Sahn	Universität Siegen	28
Induktive Bioimpedanzmessung: Verbesserte örtliche Auflösung durch geeignete Spulengeometrien	Maral Heidary Dastjerdi	Hochschule Ruhr West	31

Nachweis ionisierender Strahlung im MRT: Initiale Ergebnisse und klinische Implikationen

Markus Rausch und Heiko Neeb

RheinAhrCampus Remagen,
FH Koblenz
mrausch1@rheinahrcampus.de

Einleitung

In den zurückliegenden ca. 10 Jahren ist eine zunehmende Tendenz hin zur multimodalen Bildgebung zu beobachten. So sind bereits seit einiger Zeit kombinierte PET-/CT Geräte in der klinischen Routine verfügbar. Darüber hinaus wurden erste Prototypen von MR-PET Scannern entwickelt (Garibotto et al., 2013). Dabei wird dem Patienten in einem MR Tomographen ein radioaktiver Tracer appliziert, dessen Zerfallsprodukte in dedizierten Detektoren nachgewiesen werden. Durch die Wechselwirkung der ionisierenden Strahlung kommt es zur Ionisation der Materie und somit zu kurzen Strompulsen auf Grund der Bewegung der durch Photo- oder Comptoneffekt freigesetzten Elektronen. In der vorliegenden Arbeit wird dabei untersucht, ob die damit assoziierten Magnetfelder direkt als Änderung des MRT Signals detektiert werden können. Dies hätte weitreichende Konsequenzen, da die Signaländerung direkt im MRT Aufschluss über die Lokalisation des radioaktiven Tracers geben könnte. Darüber hinaus könnte ein solches Verfahren genutzt werden, um in den aufkommenden MR-LINAC Systemen (Wachowicz et al., 2010) eine *in vivo* Dosimetrie in Echtzeit durchzuführen. Hier werden initiale Ergebnisse zur MR Detektierbarkeit der Wechselwirkungen von α -Teilchen in einem Wasserphantom gezeigt.

Methoden

Der Versuchsaufbau besteht aus einer Halterung für bis zu sieben Strahler, einem $^{241}_{95}\text{Am}$ -Alpha-Strahler mit einer Aktivität von 74 kBq und einer Energie von 5.486 MeV, einem Wasserphantom, sowie dem 1.0T MR Tomographen mit einer Oberflächen-Empfangsspule.

Mit einer Standard-Gradientenecho-Sequenz wird das MRT zu unterschiedlichen Echo-Zeiten gemessen (TE=10ms:2ms:50ms). Es werden sowohl Magnituden- als auch Phasenaufnahmen akquiriert, wobei letztere sensitiv Magnetfeldinhomogenitäten in Richtung des Hauptfelds (z-Richtung) erfassen können.

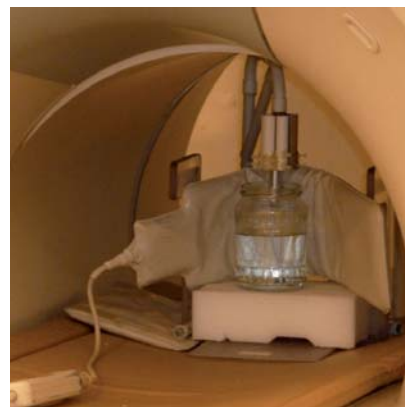


Abbildung 1: Versuchsaufbau (links) und finale Konfiguration mit Oberflächenspule im MRT (rechts).

Aufgrund des relativ schwachen Signals wird jede MRT Messung 32x wiederholt und die Ergebnisse linear gemittelt. Insgesamt wurden 3 Messserien zu unterschiedlichen Zeitpunkten durchgeführt, um die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse zu evaluieren. Darüber hinaus wurde in einer der Wiederholungsmessungen die Bildauflösung erhöht, um die räumliche Lokalisierbarkeit besser beurteilen zu können. Jede Serie besteht dabei aus zwei Unterserien, wobei die erste Unterserie mit offener Strahlungsquelle durchgeführt wurde („aktive Messung“). In der zweiten Unterserie wurde die erste Unterserie mit identischem Setup des Scanners (kein Re-Shimming oder Änderung der Geometrie, kein Rein-/Rausfahren des Tisches) wiederholt, wobei allerdings in dem Fall die Quelle mit einem Papier bedeckt wurde, so dass die Alpha-Teilchen absorbiert wurden und somit die Oberfläche des Phantoms nicht erreichten („passive Messung“).

Ergebnisse

Abbildung 2 zeigt das Verhältnis der gemessenen MR Phasen zwischen aktiver und passiver Messung, die jeweils zu drei unterschiedlichen Zeitpunkten aufgenommen wurden. Dabei ist in allen Fällen der Einfallsbereich der Alpha-Strahlung deutlich als dunkles Areal im oberen Bereich der Probe erkennbar. Dieses entspricht einer Änderung der Phase im genannten Bereich und damit einer Änderung des Magnetfeldes entlang der Hauptfeldrichtung. Die Ursachen für die noch sichtbaren Phasewraps im rechten Teil der Abbildung sind noch unklar und müssen weiter untersucht werden.

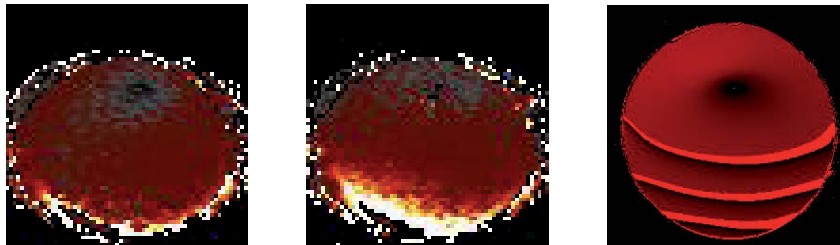


Abbildung 2: Verhältnis der Phasen zwischen aktiver und passiver Messung. Die rechte Aufnahme wurde dabei mit einer erhöhten Auflösung aufgenommen (Aufnahmeparameter: TE = 40ms, TR = 400ms, FA = 60°, NSA = 32)

Diskussion

Es konnte erstmalig demonstriert werden, dass die mit hochionisierender Strahlung assoziierten Magnetfelder als Änderung des MRT-Phasensignals detektiert werden können. Der Effekt konnte in unabhängigen Messungen reproduziert werden. Mögliche Implikationen für die multimodale medizinische Bildgebung sowie das in vivo Monitoring in offenen MRLINAC Systemen, die in der onkologischen Therapie eingesetzt werden sollen, sind offensichtlich, erfordern allerdings noch weitreichende, insbesondere quantitative Studien.

Referenzen

Garibotto V, Heinzer S, Vulliemoz S, Guignard R, Wissmeyer M, Seeck M, Lovblad KO, Zaidi H, Ratib O, Vargas MI. Clinical Applications of Hybrid PET/MRI in Neuroimaging. Clin Nucl Med. 2013 Jan;38(1):e13-8. doi: 10.1097/RLU.0b013e3182638ea6.

Wachowicz K, Stanescu T, Thomas SD, Fallone BG. Implications of tissue magnetic susceptibility-related distortion on the rotating magnet in an MR-linac design. Med Phys. 2010 Apr; 37(4):1714-21.

EM field correction in deep hyperthermia system: design of hardware and correction method

Daniel de Jong

Erasmus MC-Daniel den Hoed Oncology Center, Rotterdam
d.dejong@erasmusmc.nl

In hyperthermia, phased arrays are used to heat deep seated tumors. However, due to mutual coupling in antenna arrays, S11-measurements at the coaxial feeding are not always reliable indicators of the actual phase and amplitude at the feed point of the antennas. Therefore, optimized parameters (power and phase) from hyperthermia treatment planning (HTP) are not always properly transferred into the clinic. An optical electromagnetic (EM) field sensor based on a VCSEL is constructed, which measures EM fields with time domain info. First experiments with a movable sensor have shown the possibility to control EM fields in annular phased arrays, hence improving the quality control of deep hyperthermia treatments.

MR Thermometry for Head and Neck Hyperthermia

Wouter C. M. Numann

Erasmus MC-Daniel den Hoed Cancer Center, Rotterdam
w.c.m.numann@erasmusmc.nl

Hyperthermia, the therapeutic heating of tumor tissue, is controlled using interstitial fiber-optic temperature probes and hyperthermia treatment planning, based on electromagnetic (EM) simulations. Often, invasive placement of temperature sensors is cumbersome, painful and not without risk of complications, so we are developing non-invasive magnetic resonance thermometry (MRT) as alternative. In this presentation, we will show you our work thus far on combined MR Thermometry and head and neck hyperthermia, the EMC issues we are dealing with and a prospect.

Modulares Messsystem zur Erfassung peripher-physiologischer Signale

Daniel Matthes, Patrick Frenzel, Mirco Fuchs

Hochschule für Technik, Wirtschaft und Kultur Leipzig
matthes@labp.htwk-leipzig.de

Kurzfassung

Neueste Erkenntnisse zeigen, dass eine zunehmende Analyse und Überwachung verschiedener peripher-physiologischer Signale im Rahmen von Diagnosestellungen und Therapien langfristig zu besseren Therapieerfolgen bei psychischen, neurologischen und autoimmunologischen Erkrankungen [1] führen kann. Allerdings ist die praktische Umsetzung im Moment, aufgrund des hohen apparativen Aufwands, noch unzureichend validiert. Das hier vorgestellte Messsystem wurde entwickelt, um eine schnelle, einfache und trotzdem qualitativ hochwertige Ableitung peripher-physiologischer Signale zu ermöglichen. Es wird derzeit im Rahmen der Immun-Coaching-Studie der Freien Universität Berlin und einer Studie zur Verbesserung der Dialyse im KfH-Dialysezentrum in Leipzig eingesetzt.

Einleitung

Als peripher-physiologische Signale werden alle nicht vom Gehirn, sondern von anderen Organen ausgehenden, physiologischen Signale bezeichnet. Diese Signale können Aufschluss über den funktionellen Zustand des betreffenden Organs geben. Sie unterliegen jedoch auch dem Einfluss des Zentralnervensystems, weshalb ihre Analyse in der psychologischen und neurowissenschaftlichen Forschung von zunehmender Bedeutung ist. Beispielsweise ermöglicht die gekoppelte Betrachtung der elektrischen Aktivität des Herzens (EKG), der elektrischen Aktivität bestimmter Nackenmuskel (EMG), der elektrodermalen Aktivität (EDA) sowie der Atemfrequenz, menschlichen Emotionen zu erforschen [2, 3]. Die Anwendungen aus dem psychologischen und neurowissenschaftlichen Bereich erfordern in der Regel also eine kombinierte Erfassung verschiedener Signale mit hoher zeitlicher Auflösung, Signalqualität und einer hohen Synchronität zwischen den einzelnen Modalitäten. Diese Anforderungen lassen sich mit kommerziell verfügbaren Systemen schwer erreichen. Dieser Beitrag stellt ein System vor, in dem einzelne Module zur Erfassung unterschiedlicher Parameter verwendet werden. Die Module können sowohl einzeln als auch in Kombination genutzt werden. Die erfassten Daten werden drahtlos übertragen, was einerseits einen minimalen Kabelaufwand sicherstellt und andererseits die Möglichkeit bietet, Module flexibel entsprechend des vorliegenden Anwendungsgebiets zu kombinieren.

Methoden

Das System basiert auf einer Plattform aus einem geeignetem Mikrocontroller (MSP430), diskreten analogen Filterstufen und einer Kommunikationsschnittstelle, welche die gleichzeitige Verwendung unterschiedlicher Funktechnologien ermöglicht. Für jedes Teilmodul wurden spezielle Funktionen zur Erfassung unterschiedlicher Signale integriert.

Eine Schwierigkeit bei drahtlosen Systemen ist die Synchronisation der Module untereinander. Die Synchronisation der Teilmodule basiert auf einer Berechnung der Round-Trip-Time (Abbildung 1), d. h. es werden Paketumlaufzeiten ermittelt und daraus Übertragungsoffsets errechnet, welche bei der Übermittlung der globalen Zeit berücksichtigt werden. Um die Berechnungsfehler bei diesem Vorgang zu minimieren, beispielsweise durch leicht variierende Übertragungszeiten, wird der Synchronisationsprozess mehrmals wiederholt und gemittelt. Zusätzlich erfolgt die Berücksichtigung empirisch ermittelter Wichtungsfaktoren für das mittlere Verhältnis aus Hin- und Rückübertragungsdauer bei der Berechnung des Übertragungsoffsets.

Die Erfassung der direkten bioelektrischen Signale (EKG, EMG, EDA) basiert auf einem Analog-Front-End (ADS1298 von TI) und verschiedenen digitalen Filterstufen. Zur Optimierung wurde vorab die gesamte Signalverarbeitungskette in Matlab® modelliert. Die übertragenen Signale werden in einer in Matlab® integrierten Oberfläche analysiert, mit der auch einzelne Kanäle parametrisiert werden können.

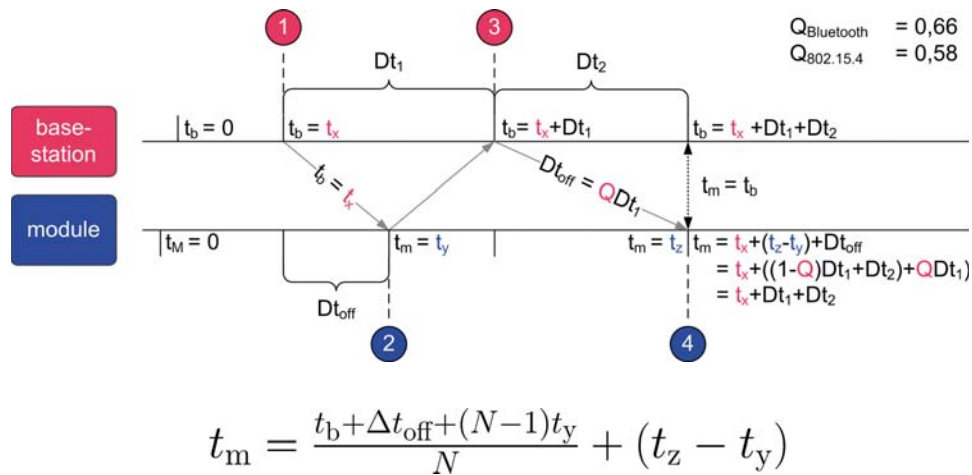


Abbildung 1: Algorithmus zur Synchronisation des Gesamtsystems

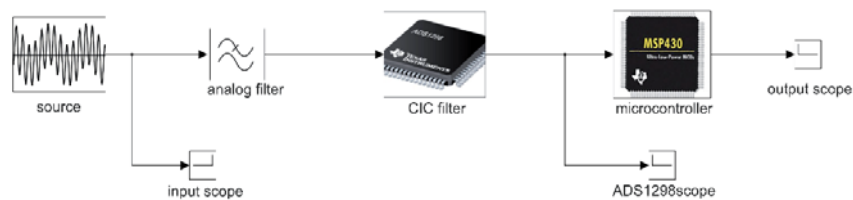


Abbildung 2: Modellierung der Signalverarbeitungskette in Matlab®.

Ausgehend von einer simulierten Datenquelle (links) können die einzelnen Blöcke modifiziert und die Auswirkung auf das Signal visualisiert werden. Das CIC-Filter bildet die Funktion des Analog-Front-Ends ADS1298 ab. Im Block Mikrocontroller ist die Funktionalität der digitalen Filterstufen implementiert. Dieser berücksichtigt bereits das tatsächlich vorliegende Datenformat.

Für die Temperaturerfassung wurde ein geeigneter IC ausgewählt. Dieser ist über I²C mit dem betreffenden Mikrocontroller verbunden. Die Atemfrequenzableitung wurde mit Hilfe eines Piezoelementes realisiert, dass die Auswirkungen der Brust- und Bauchumfangänderungen beim Atmen in ein elektrisches Signal umsetzt.

Ergebnisse

Basierend auf dem allgemeinen Framework besteht das System zur Zeit aus drei batteriebetriebenen Modulen und unterstützt die Erfassung von fünf verschiedenen peripher-physiologischen Signalen. Eine beispielhafte Aufzeichnung mit diesem System illustriert Abbildung 3. Mit dem ersten Modul lässt sich ein Standard-12-Kanal-EKG messen. Zusätzlich verfügt dieses Modul noch über zwei weitere Kanäle zur Erfassung der Atemfrequenz. Damit kann beispielsweise der qualitative Unterschied zwischen Brust und Bauchatmung ermittelt werden. Das EKG wird mit einer Abtastrate von 1 kHz und einer Auflösung von 2 μV im Bereich von -4 mV bis 4 mV aufgezeichnet. Die Atemfrequenz wird mit 100 Hz und einer 12 Bit-Auflösung erfasst.

Das zweite Modul dient zur gleichzeitigen Aufnahme zweier EMGs. Qualitativ entspricht die EMG-Erfassung der des EKGs. Die Aufzeichnung der Hautoberflächentemperatur und der elektrodermalen Aktivität sind im dritten Modul zusammengeführt. Die zwei Temperaturkanäle werden mit einer Taktrate von 1 Hz abgetastet und unterstützen eine Auflösung von 0,0625 K. Die EDA-Erfassung ist im Bereich von 0 bis 100 MOhm mit einer Auflösung von 5 Ohm möglich. Schlussendlich besteht das System noch aus einer Basisstation, welche die erfassten Daten sammelt und gebündelt über USB an einen Rechner überträgt. Zwischen den Modulen und der Basisstation erfolgt die Datenübertragung drahtlos. Dabei wird derzeit sowohl Bluetooth als auch der Industriefunkstandard IEEE 802.15.4 genutzt. Die Bluetooth-Verbindung besteht bisher ausschließlich zum EKG-Atemfrequenzmodul, einerseits wegen der hier vorliegenden hohen Bandbreitenanforderungen und andererseits da das bisher verwendete eingebettete Modul keine geeignete Skalierung der gesamten zur Verfügung stehenden Bluetooth-Bandbreite auf alle Teilmole des Systems ermöglicht. IEEE 802.15.4 wird deshalb für die Kommunikation mit den anderen nicht so stark Ressourcen anfordernden Modulen genutzt. Neben der Datenerfassung besitzt die Basisstation auch die Aufgabe, die Synchronisationsprozedur des Gesamtsystems auszuführen. Dabei wird eine Genauigkeit von 3 ms zwischen allen Modulen erreicht.

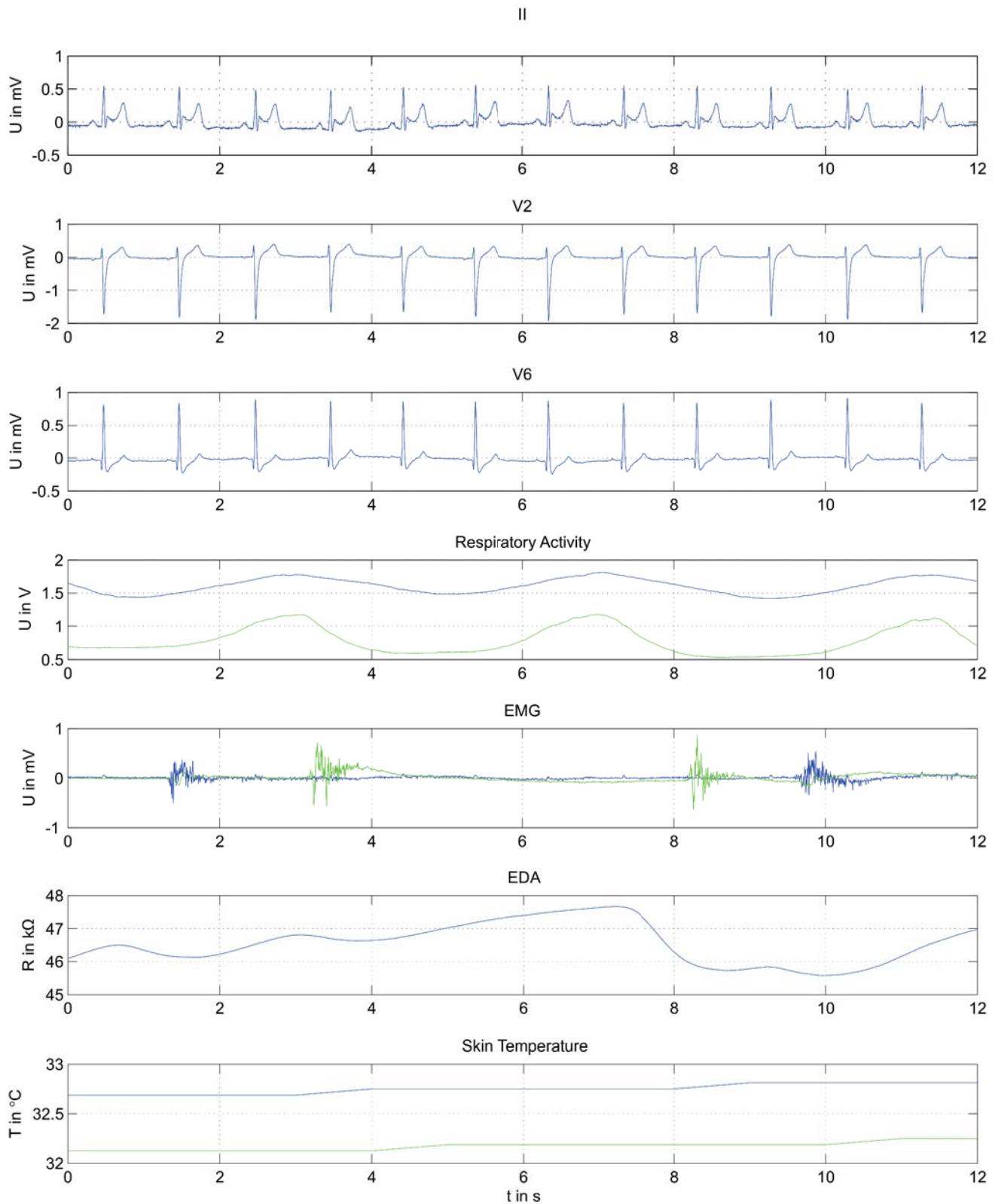


Abbildung 3: Mit dem System aufgezeichnete peripher-physiologische Signale. Obwohl 12 EKG-Kanäle aufgezeichnet werden, sind der besseren Lesbarkeit halber nur drei abgebildet.

Zusammenfassung

Das derzeitige System ermöglicht eine synchrone Erfassung von EKG, EMG, EDA, Hautoberflächentemperatur und Atemfrequenz. Die einzelnen Module können auf verschiedene Art und Weise miteinander kombiniert werden. Dies ermöglicht eine breite Verwendung des Systems in einer Vielzahl verschiedener neuartiger Anwendungen auf den Gebieten der Psychologie und der Neurowissenschaften. Infolge der batteriebetriebenen Energieversorgung und der drahtlosen Datenübertragung wird dem Probanden mit diesem System ein gutes Maß an Beweglichkeit während der Untersuchungen geboten. Der Versuchsleiter hat die Möglichkeit seine Versuchs-

reihen auch in einem Umfeld ohne elektrische Energieversorgung, beispielsweise im Freien, durchzuführen. Im Prinzip kann das System einfach um weitere Module für andere peripher-physiologische Signale oder um vielfache Module eines bestimmten Typs erweitert werden. In der Praxis bestehen jedoch Limitierungen aufgrund der begrenzten Bandbreite der eingesetzten Datenübertragungstechnologien. Das derzeitige System ist auf die einfache Kombination der drei bestehenden Module beschränkt. Ein Umstieg auf eine leistungsstärkere Funkübertragung ist Inhalt des fortwährenden Entwicklungsprozesses. Neben der Systemperformance könnte dadurch auch die Signalqualität und die Synchronisationsgenauigkeit weiter verbessert werden.

Literatur

- [1] Koelsch, Stefan; Enge, Juliane; Jentschke, Sebastian: Cardiac Signatures of Personality. PLoS-ONE, 2012.
- [2] Nasoz, Fatma; Lisetti, Christine L.; Alvarez, Kaye; Finkelstein, Neil: Emotion recognition from physiological signals for presence technologies. International Journal of Cognition, Technology, and Work-Special Issue on Presence, 2003.
- [3] Vyzas, Elias: Recognition of Emotional and Cognitive States Using Physiological Data. 1999.

EEG-Ableitung mit Funkdatenübertragung

Johann Hauer

Fraunhofer Institut für Integrierte Schaltungen, Erlangen
 Johann.hauer@iis.fraunhofer.de

Der Beitrag gibt einen Überblick über den Stand der Technik bei der Messung von Elektro-Enzephalogrammen und Nervensignalableitungen und stellt die Entwicklung eines achtkanaligen integrierten Bausteins für die Erfassung von Gehirnströmen vor. Der Baustein ist das Kernstück eines Messmoduls mit drahtloser Daten- und Energieübertragung.

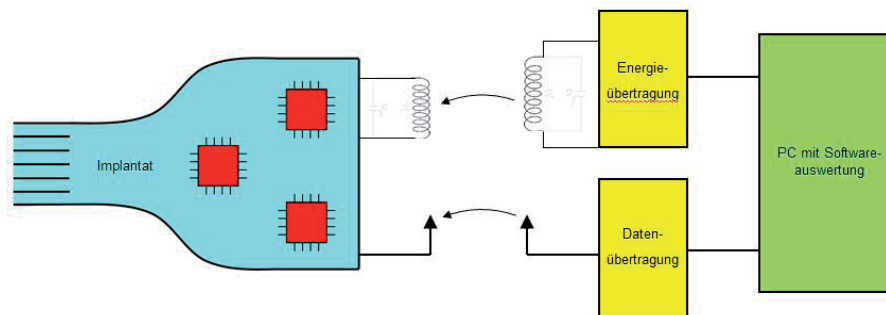


Abbildung 1: Blockschaltbild des drahtlosen Messmoduls für EEG-Messungen

Der Messbaustein besitzt acht rauscharme Signalverstärker, die direkt über Elektroden das neuronale Signal von einigen Mikrovolt aufnehmen, verstärken und filtern kann. Über einen integrierten Digital-Analog-Umsetzer werden die analogen Messsignale in digitale Information umgesetzt und an einen Controller weitergegeben, der eine 2,4 GHz Funkdatenschnittstelle beinhaltet. Damit lassen sich Messdaten bis über ein MBit an einen PC übertragen. Für die Stromversorgung ist eine niederfrequente induktive Energieübertragung vorgesehen, die es erlaubt, das Modul ohne Kabelverbindung am oder im Körper einzusetzen.

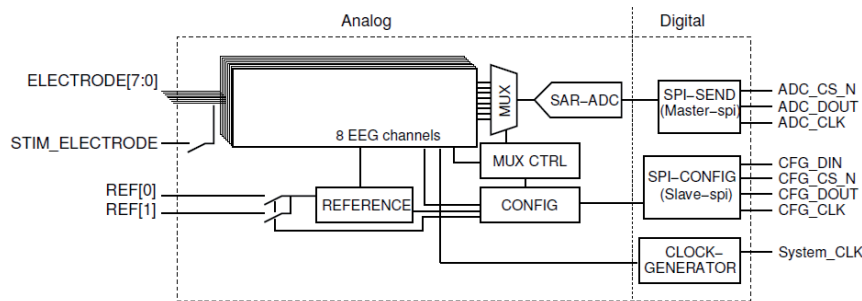


Abbildung 2: Blockschaltbild des achtkanaligen Messbausteins

Proton Radiography of Biological Samples at LANL

Matthias Prall¹, M. Durante^{1,2}, C. Graeff¹, C. La Tessa¹, P.M. Lang², F. Merrill³, L. Shestov¹, and D. Varentsov¹

¹GSI, Darmstadt, Germany

mprall@gsi.de

²Technical University, Darmstadt, Germany

³Los Alamos National Laboratory, NM, USA

In particle therapy of e.g. cancer, ion beams with energies between 60 and 300 MeV/u are used to locate the Bragg peak inside the tumor. This allows to conform dose to the tumor volume and maximize sparing of healthy tissue. However, the particle beam is broadened by multiple coulomb scattering. This effect worsens dose gradients which can be critical if an organ at risk is close-by. For a charged particle with atomic number z , and mass number A , the lateral scattering is roughly proportional to $z/A\beta^2$. Therefore, lateral scattering can be reduced by using particles having higher β (higher energy). Therefore, protons with energies in the GeV range have been proposed as an alternative in the treatment of cancer and non-cancer diseases [1]. This strategy also overcomes uncertainties of particle range and relative biological effectiveness. In addition, GeV protons could be used as imaging method, e.g. for treatment planning. First studies have already been made at ITEP in 2011 [2], producing the first radiograph of a zebra fish using an 0.8 GeV proton beam. We continued this experiment using the pRad setup [3] at Los Alamos National Laboratory (LANL).

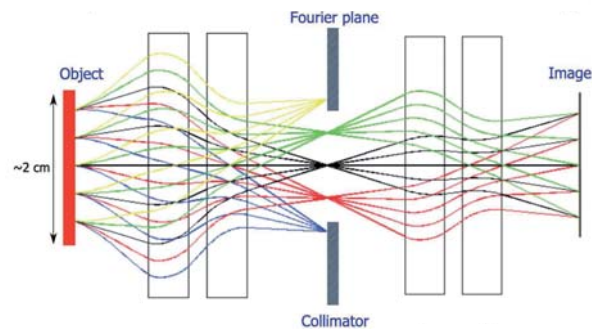


Figure 1: Proton trajectories in the ion optical system.

A system of magnetic lenses, which is placed after the object, allows a point-to-point mapping from object to image (Fig. 1). This compensates image blur due to lateral scattering. The setup exploits differences in the lateral scattering of the primary ions due to the material thickness and density they encounter. Protons are sorted by their scattering angle in a Fourier plane by a collimator. The known transmission function $T(x)$ allows to derive the areal density x of a measured object from a count rate:

$$T(x) = \exp\left(-\frac{x}{\lambda_c}\right) \cdot \left(1 - \exp\left(-\frac{\theta_c^2}{(14.1 \text{ MeV}/p\beta)^2} \frac{x_0}{2x}\right)\right)$$

Here, λ_c is the nuclear scattering length, θ_c is the maximum angle transmitted through the collimator, x_0 is the radiation length, p is the momentum and $\beta = v/c$ the particle velocity. Using 0.8 GeV protons, we produced 2-dimensional transmission images of PMMA-targets, encapsulated zebra fishes, a formalin-preserved mouse and the MATROSHKA human phantom. A rotational stage was used to allow a 360 degrees movement of the sample with 0.5 degrees stepsize. Via filtered back projection we reconstructed tomographic slices from transmission images of the formalin-preserved mouse.

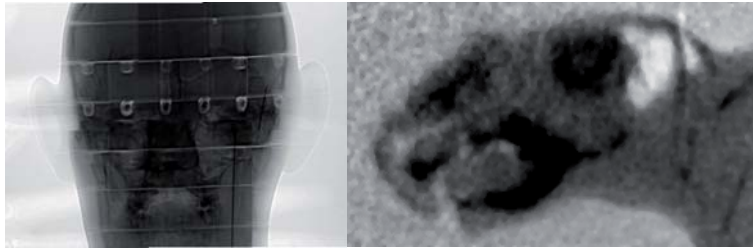


Figure 2: Left: Transmission image of the MATROSHKA anthropomorphic phantom. Right: Tomographic reconstruction of a slice through the head of a mouse.

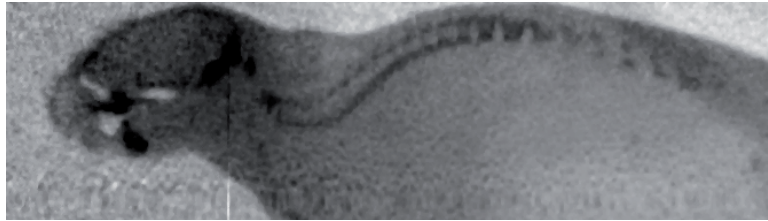


Figure 3: Tomographic reconstruction of a slice through a mouse.

The application of relativistic protons to diagnostic has shown promising results. Further tests on live animals are planned at pRad in 2013. Our experiment was performed within the framework of the PANTERA (Proton Therapy and Radiography) project. In the future, the proton microscope PRIOR (Proton Microscope for FAIR) located in the FAIR facility (Darmstadt), will focus on optimizing the technique for the image of lesions implanted in the animals and couple the irradiation with standard radiotherapy.

References

- [1] M. Durante and H. Stöcker, *J. Phys.: Conf. Ser.* 373 (2012), 012016.
- [2] D. Varentsov et al., *Phys. Med.* (2012)
- [3] F. E. Merrill et al., *Rev Sci Instr* 82 (2011), 103709.

Faseroptischer chemischer Multisensor zur medizinischen Patientenüberwachung

Lothar U. Kempen¹, Manal Beshay², Jesus A. Delgado²

¹Hochschule Ruhr West
lothar.kempen@hs-ruhrwest.de

²Intelligent Optical Systems,
Torrance, CA 90505, USA

Faseroptische chemische Sensoren haben sich bereits in einer Vielzahl von Anwendungen etabliert, in denen ihre spezielle Kombination aus minimaler Größe, hoher Empfindlichkeit und rein optischem Auslesen einen Vorteil gegenüber anderen Messverfahren bietet¹. Jede konkrete Messanwendung benötigt jedoch ein angepasstes Design und eine geeignete Wahl der Parameter, um den Messanforderungen optimal gerecht zu werden.

In diesem Beitrag beschreiben wir die ersten Resultate einer Studie, in der die Möglichkeit der Entwicklung eines faseroptischen Sensors für mehrere chemische und physikalische Parameter geprüft wurde, der ausreichend schlank und flexibel ist, um selbst in empfindlichen Bereichen des menschlichen Körpers längere Zeit ohne Irritationen eingesetzt werden zu können. Ein Beispiel wäre der Einsatz unter dem Augenlid auf der Konjunktiva (Bindehaut) des menschlichen Auges. In den Arbeiten von Isenberg 1983ⁱⁱ wurde gezeigt, dass die Kapillarschicht in der Konjunktiva exzellente Gasdifffusion zu einem Sensor aufweist, der in ihre unmittelbare Nähe gebracht wird. Dies würde die direkte Messung von Blutgaskonzentrationen, wie z. B. von O₂ und CO₂ ermöglichen. Obwohl die Messung nichtinvasiv ist, erfordert die unmittelbare Nähe zum Auge minimale laterale Abmessungen und höchste Biegsamkeit der Sensorfaser.

Unser Ansatz für die Realisierung des miniaturisierten Multisensors bestand in der Kombination mehrerer faseroptischer Einzelsensoren in einer gemeinsamen Struktur (Abbildung 1). Jeder chemische Sensor basiert auf einer Indikatorsubstanz, die ihre optischen Fluoreszenzeigenschaften mit der Konzentration des Zielanalyten reversibel ändert. Eine optische Faser liefert Licht der Anregungswellenlänge der Fluoreszenz und erlaubt die Rückführung des fluoreszenten Lichtes zum Messsystem.

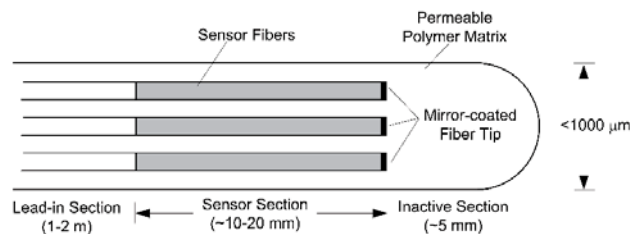


Abbildung 1: Schematisches Layout des Sensors

Wichtig für die individuellen Fasersensoren ist hier das konkrete Design des Messkopfes, um effiziente Interaktion von Anregungslicht mit dem Indikator zu erreichen. Abbildung 2 zeigt eine der im Rahmen dieser Studie hergestellten und getesteten Messfasern, bei der an mehreren Stellen Indikatorsubstanz in den optischen Pfad der Faser eingebracht wurde. Zu diesem Zweck wurde die Faser quer zur Faserachse mit einem speziellen mikrotechnischen Verfahren angebohrt. Es wurde hier eine Polymerfaser verwendet, um maximale Flexibilität zu gewährleisten.

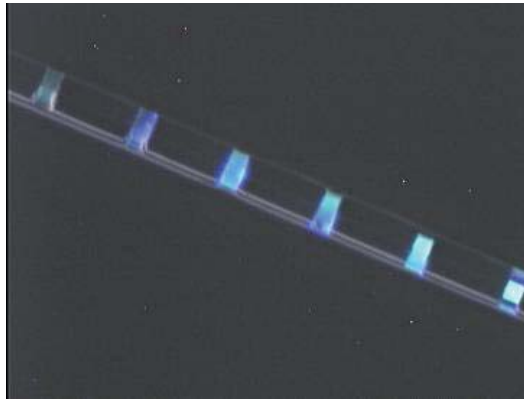


Abbildung 2: Mikrobearbeitete Faser mit eingebrachter Indikatorsubstanz

Als nächstes wurden Messungen mit den Einzelfasern durchgeführt, um die Funktion des jeweiligen Sensors zu verifizieren. Abbildung 3 zeigt exemplarisch das Verhalten des Sensors bei variierenden Konzentrationen von gelöstem Sauerstoff in Wasser (0/5/10/15/20/25% der maximalen Löslichkeit).

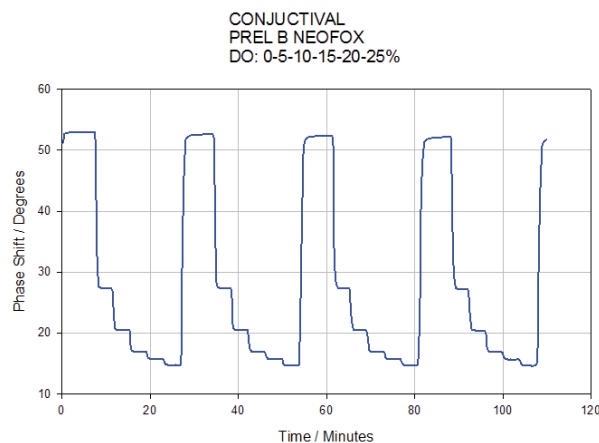


Abbildung 3: Sensorverhalten bei unterschiedlichen O₂-Konzentrationen in wässriger Lösung

Abschließend untersuchten wir verschiedene Verfahren, die Einzelsensoren zu einem gemeinsamen Sensor zusammenzufassen. Die Studie resultierte in der Herstellung einer gasdurchlässigen Polymerbeschichtung über alle Einzelfasern, ähnlich wie in Abbildung 1 dargestellt. In der geplanten Fortsetzung der Studie werden die Sensoren in ersten Versuchen an Tieren auf ihre Anwendbarkeit in der nichtinvasiven Überwachung von Blutgaswerten getestet.

ⁱA.G. Mignani, F. Baldini, "In-vivo biomedical monitoring by fiber-optic systems," J. of Lightwave Technology, Vol. 13(7):1396-1406, 1995.

ⁱⁱS.J. Isenberg and W.C. Shoemaker, "The transconjunctival oxygen monitor," Am. J. Ophthalmology, Vol. 95:803-806, 1983.

Planare Mikrosensoren zur orts aufgelösten Analyse von Geweben und Flüssigkeiten

Alice Fischerauer, Cedric Oette, Thomas Uhlemann, Maximiliane Würtheim, Gerhard Fischerauer

Universität Bayreuth

Alice.fischerauer@uni-bayreuth.de

Aus planaren Interdigitalelektroden aufgebaute Mikrosensoren können eingesetzt werden, um mittels Impedanzspektroskopie den Zustand von Gewebe und Fluiden zu charakterisieren. Aus der Spektroskopie gewonnene Aussagen sind dabei prinzipiell elektrodenabhängig. Abhängig vom Gewebevolumen, welches vom zwischen den Elektroden erzeugten Feld durchdrungen wird, repräsentiert die gemessene Impedanz eine Größe, die sich aus den Eigenschaften aller am Aufbau des untersuchten Objekts beteiligten Strukturen zusammensetzt. Ebenso spielt die Elektrodenform eine Rolle, da sie die Feldlinientopologie bestimmt und also Bereiche besonders hoher Feldenergie auftreten können.

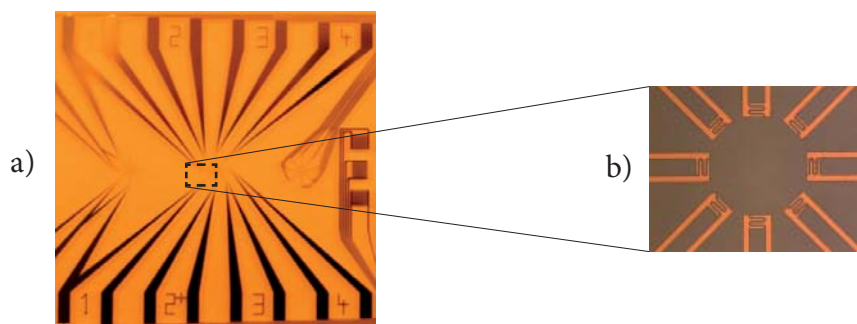


Abbildung 1: Mikrosensor mit Ring aus acht Einzelsensoren. a) Ring mit Zuleitungen, gefertigt auf Glassubstrat, Elektrodenmaterial Aluminium; b) Einzelsensoren, Fingerbreite/-abstand: 5 µm

Die hier verfolgte Methode setzt Mikrosensoren mit planaren Interdigitalelektroden (IDE) ein mit dem Ziel, eine Auflösung der Impedanz bis auf Zellebene, also etwa 10 µm zu erreichen. Der Mikrosensor besteht aus einer Gruppe von acht einzelnen IDEs, die im Ring angeordnet sind (Abbildung 1), die aktive Sensorfläche eines IDEs entspricht der Größe eines mittleren Zellquerschnittes, so dass die in unterschiedlichen Frequenzbereichen durchgeführte Impedanzmessung Rückschlüsse auf Gewebeeigenschaften mit einer Ortsauflösung auf Zellebene erlaubt. Durch die Miniaturisierung der Sensorfläche gewinnen die Impedanzen der Zuleitungen zu den Elektroden auf dem Sensorchip selbst sowie die parasitären Kapazitäten des verwendeten Messgerätes an Einfluss auf das Messergebnis. Um dem zu begegnen, werden die planaren Zuleitungen mit einer SiO₂-Schicht gegenüber dem Messobjekt isoliert. Außerdem werden auf der Grundlage einer Modellierung parasitärer Netzwerkelemente des Messgerätes die Sensorimpedanzen aus den Messdaten extrahiert.



Abbildung 2: Einzelsensor mit durch die Messung unterschiedlich angegriffene Elektroden, Fingerbreite/-abstand: 5 µm.

Im Beitrag werden die Interaktion der Elektroden während einer Messung mit dem Messobjekt diskutiert (Abbildung 2) und Impedanzspektren von Flüssigkeiten und Geweben vorgestellt.

Atmosphärendruckplasmen für biomedizinische Anwendungen: Plasma Diagnostiken und Inaktivierung von Bakterien(1)

Sven Hofmann, Koen van Gils, R. Brandenburg⁽²⁾, Peter J. Bruggeman

Eindhoven University of Technology, Eindhoven
s.hofmann@tue.nl

Bouke Boukema
Association of Dutch Burn Centres

Atmosphärendruckplasmen sind teilweise ionisierte Gase, die in der Regel zwischen einer an Hochspannung angeschlossenen und einer geerdeten Elektrode erzeugt werden. Ein Plasma besteht üblicherweise aus neutralen, geladenen und reaktiven Teilchen und sendet Strahlung sowohl im sichtbaren als auch im ultravioletten Bereich aus. Dieser Mix aus verschiedenen Spezies und die relativ kalte Temperatur des Gases (30°C–50°C) ist es, was Plasmen interessant für die Oberflächenbehandlungen von temperatursensitiven Materialien macht.

In den letzten Jahren hat sich auch das Potenzial gezeigt, Plasmen für medizinische Applikationen zu nutzen, unter anderem Sterilisation von Instrumenten, Zellenproliferation und Inaktivierung von Bakterien. Der genaue Mechanismus der beobachteten Effekte ist bis jetzt jedoch noch nicht völlig geklärt und bedarf weiterer Forschung in den Bereichen der Plasmaphysik, Biologie und Medizin.

In diesem Beitrag werden verschiedene Methoden zur Bestimmung von plasmaspezifischen Charakteristika, wie der im Plasma dissipierten Leistung, der Ladungsdichte und der Dichte reaktiver Spezies vorgestellt, die von Interesse für medizinische Anwendungen sind. Diese diagnostischen Methoden reichen von elektrischen Messungen und optischer Emissionsspektroskopie bis zur Massenspektrometrie und Ionenchromatographie.

In Kombination mit Experimenten mit gram-negativen und gram-positiven Bakterien und OD-Simulationen der Reaktionschemie in der Flüssigkeit in der die Bakterien behandelt werden, wird gezeigt, dass zum größten Teil die reaktiven Spezies des Plasmas und wahrscheinlich UV-Strahlung eine Änderung der Chemie in der Flüssigkeit induzieren. Dies führt zu einer erhöhten Konzentration von speziellen Molekülen (HNO₂, ONOO- und H₂O₂), welche wiederum zur Inaktivierung der Bakterien führt.

1. Hofmann S. et al 2011 Plasma Sources Sci. Technol. 20 650102.
2. Gils C. A. J. van, Hofmann S., Boekema B., Brandenburg R. and Bruggeman P. 2012 submitted

(1) This work is partly funded by the Foundation for Fundamental Research on Matter (FOM) and the Dutch Technology Foundation (STW).

(2) RB is also with INP Greifswald e.V., Felix-Hausdorff-Straße 2, 17489 Greifswald, Germany

Analyse der Feldverteilung bei der Elektrochirurgie

Christoph Knopf

Hochschule Ruhr West

christoph.knopf@hs-ruhrwest.de

Die bipolare transurethrale Resektion (TUR) ist eine Standardtechnik in der Urologie und beschreibt die chirurgische Behandlung von erkranktem Prostata- oder Blasengewebe mittels endoskopischer Instrumente. Dabei wird eine Manipulation des Gewebes durch RF-Ströme, die von einem Elektrochirurgie-Generator bereitgestellt werden, durchgeführt. Aufgrund der Gewebeimpedanz entstehen thermische Verluste, die die Voraussetzung für Schneid- oder Koagulationsvorgänge sind.

Derzeit gibt es zwei Technologien für die TUR auf dem Markt, die monopolare und die bipolare Technik. Die monopolare Technik ist der Goldstandard der TUR. Hierbei ist der Patient Teil des elektrischen Stromkreises. Der Strom wird über eine Aktivelektrode am Chirurgie-Instrument in den Körper eingebracht und fließt über eine großflächige Neutralelektrode, die an einer Muskelfläche nahe dem Operationsgebiet angebracht wird, zum Elektrochirurgie-Generator zurück. Um die Jahrtausendwende hat die bipolare Technik als Weiterentwicklung der monopolaren Technik Einzug in die Endourologie gehalten, wobei bei der bipolaren Technik der Patient kein aktiver Teil des elektrischen Stromkreises ist. Erreicht wird dies durch die veränderte Konstruktion des Chirurgie-Instrumentes. Die Neutralelektrode befindet sich bei diesem System in unmittelbarer Nähe zur Aktivelektrode innerhalb des Instrumentes. Der Stromfluss beschränkt sich somit auf das kleinere Volumen zwischen der Aktiv- und Neutralelektrode. Unbekannt ist jedoch wie viel Verlustleistung im direkten Operationsumfeld entsteht und womöglich zu ungewollten thermischen Effekten führt.

In dieser Arbeit wird ein System zur Messung der räumlichen Potentialverteilung um bipolare elektrochirurgische Instrumente mit Hilfe eines komplexitätsreduzierten experimentellen Aufbaus vorgestellt. Ein mit isotonischer Kochsalzlösung gefüllter Behälter repräsentiert die männliche Anatomie aus Urethra, Prostata und Blase. Die Messungen werden nahe der Körperkerntemperatur durchgeführt um sich realen Operationsbedingungen bestmöglich anzunähern. Zur Eliminierung des Einflusses des Messsystems auf das Messergebnis findet eine Korrektur der gewonnenen Messdaten statt. Die korrigierte Potentialverteilung dient als Basis für die Berechnung der räumlichen Verlustleistungsdichte unter Voraussetzung eines quasistatischen elektrischen Strömungsfeldes und der Vernachlässigung von kapazitiven Effekten in der Versuchsumgebung. Die ermittelten Verlustleistungsdichten dienen im Folgenden als Quellterm für die Wärmeleitungsgleichung nach Penne. Pennes Wärmeleitungsgleichung modelliert die Wärmeleitung in biologischem Gewebe und basiert auf der Annahme des Temperatur- bzw. Energieaustausches zwischen Blutgefäßen und dem umliegenden Gewebe. Unter der Angabe der Wärmekapazität, Wärmeleitfähigkeit, Dichte und Perfusion des betrachteten Gewebes ist eine numerische Lösung der partiellen Differentialgleichung möglich. Als Ergebnis erhält man die zeitabhängige Wärmeentwicklung im operationsnahen Gewebe.

Zahnärztliche Implantologie: Wie gross ist die übertragene Energie bei der Entfernung von zementierten Kronen?

Norbert Enkling¹, Manfred Grüner², Christoph Prall³, Susanne Reimann², Stefan Bayer¹, H. Stark², Jörg Himmel³

¹Universität Bern und Bonn

norbert.enkling@zmk.unibe.ch

²Universität Bonn

³Hochschule Ruhr West, Mülheim an der Ruhr

Einleitung

Der Ersatz von fehlenden Zähnen über dentale Implantate ist eine sichere und gut etablierte zahnärztliche Therapieoption. Die Einzelzahn-Implantatversorgung besteht aus verschiedenen Teilen, die intraoral zusammengefügt werden: Auf das eigentliche enossale Implantat, welches der Zahnwurzel entspricht, wird ein Aufbau (Abutment) geschraubt, auf dem die Krone zementiert wird. Die Anforderungen an die Haftkraft der Zemente ist: Die Krone darf sich in der normalen Funktion nicht lösen, d.h. sie muss ablösenden Kräften von klebriger Speise widerstehen (ca. 7 N); zum anderen sollte die Krone bei Bedarf wieder unbeschädigt vom Implantataufbau entfernt werden können. Dentale Zemente entwickeln abhängig von ihrer chemischen Zusammensetzung und der zu verklebenden Oberfläche Retentionskräfte von 5-1000 N. Den Kräften, welche zur Lösung der Kronen eingesetzt werden dürfen, sind jedoch biologische Grenzen gesetzt. Es stehen verschiedene zahnärztliche Hilfsmittel zur Verfügung, um Zahnersatz von Zähnen oder Implantaten zu entfernen. Der dabei auf die Implantatkronen einwirkende Energieübertrag [mJ] und die Beschleunigung [m/s^2] sind jedoch unbekannt: Zielsetzung der Studie war, diesbezüglich sieben gebräuchliche zahnärztliche Hilfsmittel (H1–H7) zu untersuchen.

Material und Methode

Ein kalibrierter Stahlbiegebalken, an dessen distalem Ende eine Nachbildung einer Implantatkrone montiert war, wurde proximal eingespannt. Jedes Hilfsinstrument wurde zehnmal in vertikaler Richtung angewendet und die Positionsveränderung des distalen Balkenendes mit einer HighSpeed Kamera aufgenommen (Motion Blitz EoSens Cube 7, Mikrotron / Software: Mikrotron Motion Blitz Cube Version 1.11.25, Fa. HiSpeed Vison, Karlsruhe, Germany). Aus der elastischen Auslenkung des Biegebalkens in der Videosequenz wurden die maximale Auslenkungsstrecke und die dafür benötigte Zeit bestimmt und daraus der Energieübertrag bzw. die Beschleunigung quantitativ verglichen (Statistik: ANOVA).

Resultate und Schlussfolgerung

Die getesteten Hilfsmittel zeigten signifikante Unterschiede: Das CoronaFlex System mit geklebtem Körbchen (H5) präsentierte gegenüber den anderen eingesetzten Verfahren die höchste Beschleunigung und scheint daher für die Implantatkronenentfernung am geeignetsten.

In-Vivo Messung der biomechanischen Eigenschaften des Humanen Parodontalligamentes

C. Dirk¹, M. Drolshagen¹, I. Hasan^{1,2}, L. Keilig^{1,2}, C. Bouraue¹

¹ Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie,
Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität
cdirk@uni-bonn.de

² Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften,
Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität

Einleitung

Gingivitis und andere Erkrankungen haben schädigende Effekte auf den Zahnhalteapparat und beeinflussen daher die mechanischen Eigenschaften des Parodontalligamentes (PDL). Dies kann zu Zahnverlusten führen. Ziel dieser Studie war es, die biomechanischen Eigenschaften des PDL zu messen und zu berechnen. Dazu wurde ein intraorales Belastungsgerät benutzt, welches die Zahnauslenkung misst. Zeitabhängige Belastungen mit verschiedenen Auslenkungen wurden an humanen Zähnen in-vivo realisiert.

Methoden

Am oberen linken Schneidezahn fünfer Probanden mit klinisch gesundem PDL wurden in-vivo Messungen durchgeführt. Der Zahn wurde mit einer maximalen Auslenkung von 0,15 mm zwischen 0,1 s und 5,0 s belastet. Basierend auf normierte Röntgenaufnahmen wurden probandenspezifische 3D-Modelle generiert, um den Zusammenhang zwischen applizierter Kraft und entstandener Auslenkung zu simulieren. Die numerischen Kraft-Auslenkungsdiagramme wurden an die Messergebnisse angefügt, um die Materialeigenschaften des humanen PDL zu bestimmen.

Ergebnisse

Die Ergebnisse der numerischen Analysen ergaben ein bilineares Verhalten des PDL (Abbildung 1). Das berechnete Elastizitätsmodul variierte zwischen 0,04 MPa und 0,40 MPa für E1 (abnehmend mit zunehmender Belastungszeit) sowie zwischen 0,60 MPa und 1,65 MPa für E2 (zunehmend mit zunehmender Belastungszeit). Bild 1 zeigt die experimentelle und die numerische Kraft-/Auslenkungskurve.

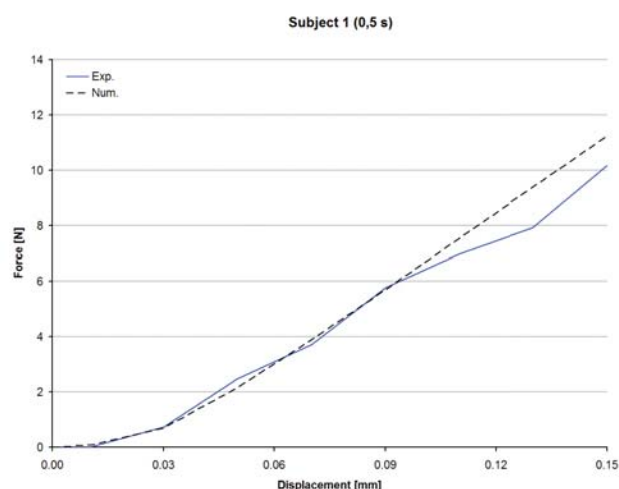


Abbildung 1: Experimentelle und numerische Ergebnisse

Diskussion

Die erhaltenen Ergebnisse der Untersuchung führen zu einem verfeinerten Verständnis der biomechanischen Eigenschaften des PDL. Dies kann klinische Untersuchungen sowie die Prognose für parodontale Erkrankungen verbessern.

Portable Bioimpedance Measurement System for Medical Application

Dhouha Bouchaala, Ahmed Fendri, Olfa Kanoun

Technische Universität Chemnitz
Dhouha.bouchaala@etit.tu-chemnitz.de

Bioimpedance spectroscopy is an interesting non-invasive diagnostic technique for medical applications to provide information about patient health in both clinical and home environments.

Recently, bioimpedance spectrometers have been developed based on impedance converter integrated circuit [1]. The main disadvantage thereby is that the excitation is a voltage signal varying around a positive DC bias, so that prior knowledge about the value of the impedance is necessary in order to be sure to maintain the allowed maximal safe current. In addition, the maximum frequency is limited to 100 KHz which is not enough to characterize the whole beta dispersion for some special medical applications. In other solutions [2] higher frequencies were realized but low frequencies were neglected. In [3] a bioimpedance spectrometer was developed for a limited impedance range, which is not suitable for interesting pathological status in tomographical applications such as lung edema.

In this contribution we show a solution for a handheld bioimpedance spectrometer, which was developed to realize measurements in the frequency range 5 kHz-1 MHz in order to measure the whole range of the β -dispersion for the impedance range from 10 Ω to 10 k Ω [4].

The impedance measurement procedure consists of exciting the human tissue with a known ac-current, via the voltage controlled current source (VCCS), then measuring the voltage drop across the tissue and calculating the real and imaginary parts of the impedance (Fig.). The advantage thereby is that the excitation signal can be maximized within the medically allowed limit of 0.5 mA [5] to reach a good signal to noise ratio without prior knowledge about the impedance. To get stable and safe injected current, the VCCS has been designed to have high output impedance and current values within the medically allowed limits in the whole targeted frequency range. The accuracy of the current realized by improved Howland circuit solution is less than 1% in the whole frequency range [4].

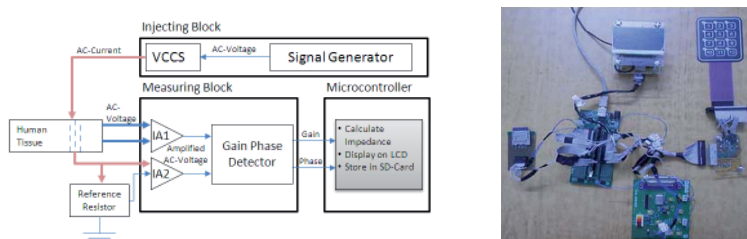


Fig. Block diagram of handheld bioimpedance spectrometer [4]

References

- [1] T. Schlebusch et al.: "On the road to a textile integrated bioimpedance early warning system for lung edema", International Conference on Body Sensor Networks, 2010.
- [2] Y. Yang, J. Wang, G. N. Yu et al.: "Design and preliminary evaluation of a portable device for the measurement of bioimpedance spectroscopy", *Physiol. Meas.*, Vol. 27, pp. 1293 – 1310, 2006
- [3] H. Solmaz, Y. Ulgen, M. Tumer: "Design of a microcontroller based Cole-Cole impedance meter for testing biological tissues", *IFMBE Proceeding*, vol. 25, pp.488-491, 2009.
- [4] D. Bouchaala, Q. Shi, X. Chen O. Kanoun, N. Derbel: "A High Accuracy Voltage Controlled Current Source for Handheld Bioimpedance Measurement ", 10th International Conference on Systems, Signals & Devices, March 2013.
- [5] C. Gabriel, S. Gabriely, E. Corthout: "The dielectric properties of biological tissues: I. Literature Survey", *Phys. Med. Biol.* 41 2231–2249. Printed in the UK, 1996.

Einsatz elektrischer Messverfahren zur Klassifizierung steatotischer Spenderlebern

Christian Sehestedt¹, Jörg Himmel², Maral Heidary Dastjerdi², Olaf Dirsch³ and Uta Dahmen⁴

¹Tyco Electronics AMP GmbH
christian.sehestedt@me.com

²Hochschule Ruhr West
joerg.himmel@hs-ruhrwest.de, maral.heidary-dastjerdi@hs-ruhrwest.de

³Institute of Pathology, Jena University Hospital
olaf.dirsch@googlemail.com

⁴Experimental Transplantation Surgery, Department of General, Visceral and Vascular Surgery, Jena University
uta.dahmen@med.uni-jena.de

Die Bestimmung des Steatosegrades ist ein wichtiger Parameter im Kontext der Transplantation von Spenderlebern. Der Goldstandard in der klinischen Diagnostik ist die histologische Beurteilung von Gewebeproben, die durch eine signifikante Variabilität in der Bewertung durch verschiedene Pathologen gekennzeichnet ist. Auch die begrenzte Stichprobengröße ist ein Faktor, der zu einer Variabilität in der Bewertung einer Gewebeprobe führen kann. Daher besteht ein Bedarf an einer einfach anzuwendenden Messtechnik, die zur sicheren Bestimmung des Steatosegrades im Transplantationssetup anwendbar ist.

Lebergewebe kann in erster Näherung als wässrige Lösung angenommen werden, wohingegen eine steatotische Leber als Öl-Wasser Emulsion betrachtet werden kann. Die Dielektrizitätszahl (DK) von wässrigen Lösungen unterscheidet sich von ölhaltigen Emulsionen in Abhängigkeit des Mischungsverhältnisses. Dieser Unterschied der DK in Abhängigkeit vom Mischungsverhältnis dient als Grundlage für die Entwicklung von Phantomen zur technischen Evaluation eines Laborgeräts, mit dem eine Klassifizierung des Steatosegrades möglich sein soll. Die Phantome bestehen, zur besseren Handhabbarkeit, aus Agar-Agar stabilisierten Öl-Wasser Emulsionen in verschiedenen Mischungsverhältnissen.

Um den Grad der Verfettung von Lebergewebe, bzw. um den Fettgehalt einer Probe zu bestimmen, wird die Wechselwirkung der Streufelder einer planaren Spule mit Lebergewebe/Phantommaterial genutzt. Die Spule ist in einem Schwingkreis als frequenzbestimmendes Glied verschaltet, wobei die Resonanzfrequenz durch eine Probe im Streufeld der Spule beeinflusst wird. Als Messgröße dient der Betrag der Änderung der Resonanzfrequenz gegenüber einer Resonanzfrequenzmessung gegen Luft. Die Änderung der Resonanzfrequenz ist abhängig von der DK der Probe.

Es wurden Messungen an Rattenlebern unterschiedlichen Steatosegrades durchgeführt. Zum einen mit einem neu entwickelten Laborgerät, zum anderen mittels eines Impedanzanalysators. Die Lebern wurden histologisch, mit einer computergestützten Bildanalyse bewertet. Die Ergebnisse der Bildanalyse wurden mit den Messergebnissen der neu entwickelten Vorrichtung und mit den Ergebnissen der Impedanzanalysatormessungen korreliert.

Die experimentelle Nutzung des Laborgerätes und des Impedanzanalysator-Setups wird durch die minimale Probengröße, die benötigt wird um gute Ergebnisse zu erzielen, begrenzt. Auch Querempfindlichkeiten, wie z. B. das Verhältnis von intra- und extrazellulärem Wassergehalt der Leberproben, limitieren die Qualität der Ergebnisse.

Bei der Korrelation der Messgröße (Verschiebung der Eigenfrequenz des Schwingkreises) und dem Steatosegrad (mittels Bildanalyse bestimmt) ergaben sich die besten Ergebnisse zu $PCC=-0.91$ mit dem Laborgerät und $PCC=-0.99$ mit dem Impedanzanalysator-Setup.

Markerlose Patientenregistrierung und Navigation in der kraniellen Chirurgie mittels eines robotergeführten optischen Systems

Dominik Scarpin, Hubert Roth, Jürgen Wahrburg

Universität Siegen
modicas@zess.uni-siegen.de

Einleitung:

Zur Patientenregistrierung in der kraniellen Chirurgie werden auf der Haut des Patienten künstliche Landmarken angebracht, welche sowohl in der präoperativen Bildgebung detektiert werden können, als auch intraoperativ durch Verwendung eines Tastwerkzeugs in Kombination mit einem 3D Digitalisiersystem erfasst werden können. Unter Verwendung eines Paired Point Matching kann aus den prä- und intraoperativ erfassten künstlichen Landmarken die Transformationsmatrix zwischen präoperativer Aufnahme und realem Patienten bestimmt werden.

Material und Methoden

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, auf künstliche Landmarken zu verzichten. Dies hat die Vorteile, dass keine Verbrauchskosten anfallen und der chirurgische Workflow vereinfacht wird.

Eine Lösung für dieses Problem ist die berührungslose Registrierung anhand anatomischer Strukturen im Gesichtsbereich des Patienten. Erfahrungen aus der CAS haben gezeigt, dass hierfür die Nasen- und Augenpartie geeignet ist, da diese eine eindeutig identifizierbare Struktur besitzt.

Zur Realisierung wird in dieser Arbeit die Entwicklung eines robotergeführten 2D Laserscanners beschrieben. Als Basis hierfür dient ein proprietäres optisches 3D Digitalisiersystem mit Stereokameras [1], womit planare Referenzgeber lokalisiert werden können. Somit kann dieses System sowohl zur oberflächenbasierten Registrierung, als auch zur intraoperativen robotergeführten Navigation verwendet werden.

Um dieses Digitalisiersystem zu einem Laserscanner zu erweitern, wird zu einer der beiden Kameras ein Linienlasermodul mittels einer Mechanik in einem definierten Winkel rigide angebracht. Aufgrund des aus dem Aufbau resultierenden Triangulationswinkels kann die Entfernung zwischen der Kamera und dem Patienten anhand der aufprojizierten Laserlinie berechnet werden.

Ein großes Problem sind Störeinflüsse durch einfallendes Hintergrundlicht während eines Laserscans. Dies kann die Messung verfälschen oder gänzlich unmöglich machen, wenn der Kamerasensor überbelichtet wird. Um diese Störeinflüsse zu minimieren, wird vor die zum Laserscanning verwendete Kamera ein optischer Bandpassfilter angebracht, der nur Licht mit einer Wellenlänge von 650nm, welche der des verwendeten Linienlasers entspricht, passieren lässt (Abbildung 1 a).

Vor der Datenaufnahme wird der Laserscanner mit einer starren mechanischen Verbindung an dem Roboterarm befestigt. Anschließend wird eine Hand-Auge-Kalibrierung zwischen dem Laserscanner und dem Roboterarm durchgeführt, um die Transformationsmatrix zwischen beiden zu ermitteln. Dies ist notwendig, da das Koordinatensystem des Laserscanners die Bewegungsrichtung des Roboterarms während der Datenaufnahme vorgibt (Abbildung 1 b). Die Verwendung dieses Koordinatensystems vereinfacht im Anschluss an die Datenaufnahme das Zusammensetzen der einzelnen 2D Daten zu einer 3D Punktwolke. Hierfür wurde eine eigene Methode zur Durchführung einer Hand-Auge-Kalibrierung entwickelt und implementiert, die schnell ($t < 2$ Minuten) und unter sehr beengten Platzverhältnissen durchführbar ist, da sie ohne Bewegungen des Roboterarms ausgeführt wird. Hierdurch ist es möglich, eine Hand-Auge-Kalibrierung auch im Operationssaal auszuführen.

Zur Datenaufnahme wird der Laserscanner entlang seiner negativen y-Achse über den zu erfassenden Bereich des Patienten verfahren. Um anschließend eine 3D Punktwolke (Abbildung 1 c) aus den aufgenommenen 2D Daten des Laserscanners zu erzeugen, muss die Zugehörigkeit zwischen den aufgenommenen Daten und der Position des Laserscanners über dem Patienten bekannt sein. Die Position des Laserscanners, relativ zu seiner Startposition, wird aus der Roboterposition und der zuvor ermittelten Hand-Auge-Kalibrierung ermittelt.

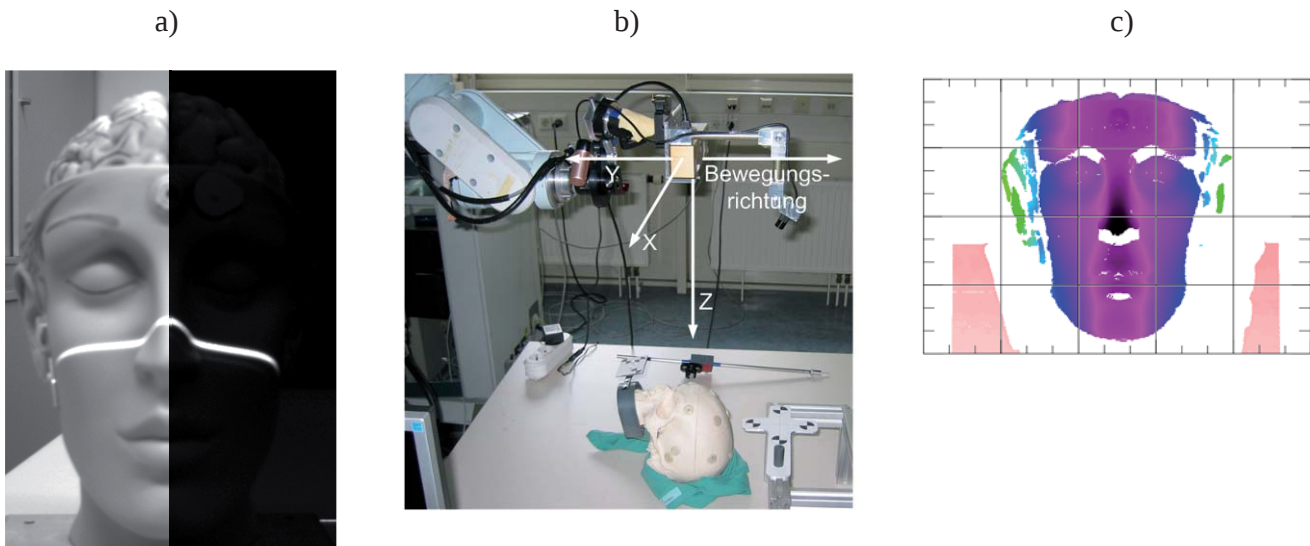


Abbildung 1: a) Verwendung des optischen Bandpassfilters (links: ohne Filter, rechts: mit Filter),
 b) Koordinatensystem und Bewegungsrichtung des Laserscanners am Roboterarm,
 c) 3D Darstellung der Punktwolke

Hierfür werden in einem 100 ms Takt sowohl die aktuelle Roboterposition ausgelesen, als auch die zugehörigen Tiefeninformationen des Laserscanners übermittelt und miteinander verknüpft.

Nach Beendigung der Datenaufnahme mit dem Laserscanner wird die Einzelkamerafunktion nicht mehr benötigt. Daher kann nach der Entfernung des optischen Filters wieder die Funktion der Stereokamera genutzt werden, um damit intraoperativ anhand von lokalisierbaren planaren Referenzgebern zu navigieren. Hiermit können Bewegungen des Patienten durch Befestigung eines Referenzgebers an dessen Kopf erkannt und kompensiert werden. Eine erneute Patientenregistrierung ist dann nicht notwendig, da die mit dem Laserscanner erhaltenen 3D Daten auf diesen Referenzgeber bezogen werden können.

Zur Ermittlung der Gesamtgenauigkeit des Systems in Kombination mit einem Roboterarm wurde ein Testkörper mit definierten Abmessungen erfasst und die Ergebnisse mit den realen Werten verglichen. Die gemessenen Abweichungen aller drei Achsen waren $< 0,4$ mm. Weiterführende Genauigkeitsuntersuchungen stehen mit dem System noch aus.

Die intraoperativ mit dem Laserscanner aufgenommenen Daten können durch Surface Matching mit der aus dem präoperativen Datensatz erzeugten Gesichtsoberfläche registriert werden.

[1] Kerstein, T., Wahrburg J. (2012). Entwicklung und Aufbau eines modularen optischen 3D-Digitalisierungssystems für die computergestützte Chirurgie. AUTOMED 2012, Tagungsband zum 10. Workshop für Automatisierungstechnische Verfahren in der Medizin. Aachen, Germany

Einsatz optischer 3D-Digitalisiersysteme zur Erfassung und Verfolgung der Patientenanatomie in der robotergestützten Chirurgie

Stephanie Sahn, Thomas Kerstein, Hubert Roth und Jürgen Wahrburg

Universität Siegen

modicas@zess.uni-siegen.de

Einleitung und Problemstellung

In der navigierten computerassistierten Chirurgie (CAS) werden optische 3D-Digitalisiersysteme dazu eingesetzt, um sowohl die zu operierende Patientenstruktur zu erfassen und zu verfolgen als auch die räumliche Position und Orientierung (Pose) der eingesetzten chirurgischen Instrumente zu ermitteln. Der vorliegende Beitrag gibt einen Überblick über Technologie, Eigenschaften und Ausführungsformen solcher Messsysteme. Wichtige technische Eigenschaften, insbesondere die erzielbare Lokalisiergenauigkeit, werden von verschiedenen Parametern beeinflusst und erfordern eine sorgfältige Analyse der Systemeigenschaften sowie des Messaufbaus. Die dazu durchgeführten Untersuchungen sind eingebettet in die Architektur des von uns entwickelten navigierten Assistenzrobotersystems „modiCAS“ [1], welches neben einem 3D-Digitalisiersystem auch einen Roboterarm umfasst und den Operateur bei der exakten intraoperativen Instrumentenpositionierung unterstützt.

Methoden und Materialien

Das gemeinsame Merkmal aller betrachteten Digitalisiersysteme besteht darin, die Pose von einem oder mehreren „Referenzkörpern“, die auch als „Dynamic Reference Body (DRB)“ bezeichnet werden, fortlaufend mit einer Stereokamera zu ermitteln. Ein DRB besteht aus mindestens drei einzelnen Markern, die eine eindeutig identifizierbare räumliche Anordnung („*unique geometry*“) haben und daher von weiteren, gleichzeitig erfassten DRBs unterscheidbar sind. Das grundlegende Messprinzip besteht darin, im ersten Schritt die Position der einzelnen Marker mittels Triangulationsverfahren zu messen. Im zweiten Schritt werden die gemessenen Positionen den einzelnen Markern der DRBs zugeordnet, um daraus im dritten Schritt durch entsprechende Algorithmen die Pose der DRBs zu ermitteln. Verfügbare Ausführungsformen der Systeme unterscheiden sich im Wesentlichen durch die Art der Marker (entweder retroreflektive Marker, die durch Infrarot-Lichtblitze beleuchtet werden, oder Schwarz-Weiß-Marker in sog. „X-corner Design“, die mit natürlichem Umgebungslicht beleuchtet werden), durch das Messvolumen sowie durch die verfügbare Datenschnittstelle. Letztere stellt entweder bereits Pose-Daten der DRBs zur Verfügung, die im integrierten Rechner der Stereokamera ermittelt werden, oder lediglich die Bilddaten, aus denen der Anwender auf eigener Hardware unter Verwendung mitgelieferter Softwarebibliotheken die DRB-Posen berechnen muss. Die Hersteller von Digitalisiersystemen beschränken sich generell auf einige typische systemspezifische Kenndaten wie der Angabe des maximalen 3D-Lokalisierfehlers eines einzelnen Markers innerhalb eines spezifizierten Messvolumens, da die für den praktischen Einsatz besonders interessierende Lokalisiergenauigkeit [2], [3] der DRBs unmittelbar von anwendungsspezifischen Gegebenheiten abhängt und somit nicht allgemeingültig angegeben werden kann.

Für eine quantitative Abschätzung der Lokalisiergenauigkeit bei konkreten Szenarien in der CAS werden drei verschiedene 3D-Digitalisiersysteme herangezogen, die die oben beschriebenen Ausführungen abdecken (siehe Abbildung 1): a) *Polaris Spectra* System der Fa. NDI (retroreflektive Marker, integrierter Rechner), b) *CamBar B2* System der Fa. AXIOS (retroreflektive Marker, externer Rechner), c) selbstentwickeltes System auf Basis einer kommerziellen Stereokamera (Schwarz-Weiß-Marker, externer Rechner) [4]. Das selbstentwickelte System bietet hier die umfangreichsten Möglichkeiten, die beginnend bei Design und Erkennung der einzelnen Marker alle drei Schritte zur Pose-Bestimmung der DRBs umfassen.

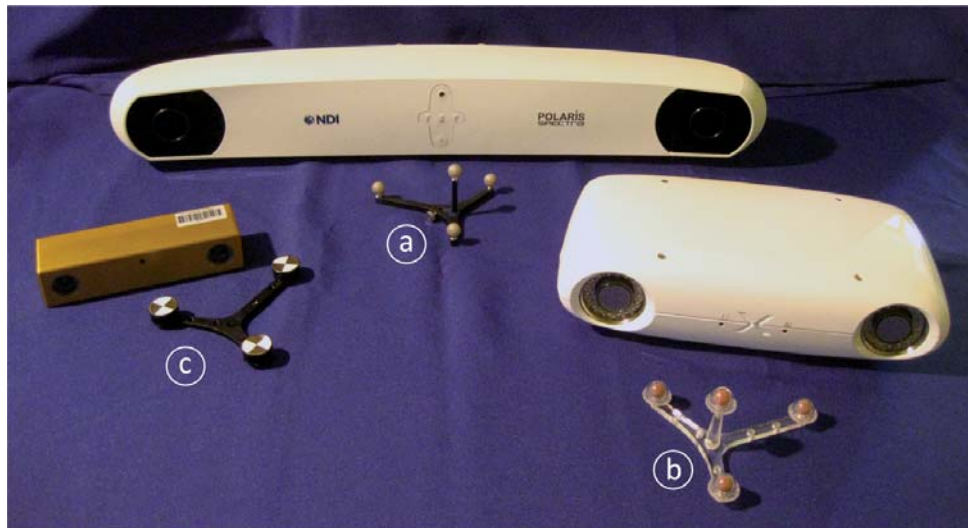


Abbildung 1: Verwendete optische 3D-Digitalisiersysteme und deren Referenzgeber. a) Polaris Spectra (Fa. NDI), b) CamBar B2 (Fa. Axios), c) selbstentwickeltes System auf Basis der Stereokamera Bumblebee2 (Fa. PointGrey)

Die hier betrachteten Digitalisiersysteme unterscheiden sich hinsichtlich ihres Funktionsumfangs und der zugrundeliegenden Bezugskordinatensysteme. Für eine gute Basis zur Vergleichbarkeit der Messergebnisse wurde bei Integration in das modiCAS Assistenzrobotersystem eine zusätzliche Abstraktionsschicht eingefügt, die die systemspezifische Funktionalität kapselt und auf allgemeingültige übergeordnete Funktionen abbildet.

Ergebnisse

Die erzielbare Lokalisiergenauigkeit der DRBs hängt generell von folgenden Einflussgrößen ab:

- Design der DRBs (räumliche Anordnung und Abstand der Einzelmarker zueinander) [5], [6]
- Durch Kalibrierung eines DRBs nach der Herstellung muss die reale Markeranordnung sehr genau in einem Modell hinterlegt werden, auf das die Algorithmen zur DRB-Pose Ermittlung zurückgreifen.
- Position und Orientierung des DRBs im Messvolumen
- Partielle Markerverdeckung
- Zusätzlich bei dem selbstentwickelten System: Design und Größe der Schwarz-Weiß-Marker sowie Algorithmen zu ihrer Erkennung

Unsere quantitativen Untersuchungen zu diesen Einflussgrößen haben gezeigt, dass die Abhängigkeiten teilweise einen signifikanten Einfluss haben. Im ungünstigen Fall führen sie beispielsweise zu Schwankungen der gemessenen Position eines mit DRB ausgestatteten Instruments um mehr als einen Millimeter. Daher ist es nötig, dem Endanwender über die Benutzerschnittstelle des Assistenzrobotersystems wichtige Statusinformationen und Einstellungshilfen zu geben. Bei sorgfältiger Beachtung ist es damit bei allen untersuchten Systemkonfigurationen möglich, ein vom Roboterarm geführtes chirurgisches Instrument im spezifizierten Messvolumen der 3D-Digitalisiersysteme mit einer Genauigkeit von unter einem Millimeter zu positionieren.

Diskussion und Ausblick

Die durchgeführten Untersuchungen liefern zum Einen wichtige Erkenntnisse zur Parametrierung von 3D-Digitalisiersystemen und der einzusetzenden DRBs, und zeigen zum Anderen, wie die Endanwender (Ärzte und Assistenten im OP) beim Einsatz dieser komplexen Messtechnologie wirksam unterstützt werden können.

Literatur

- [1] Wahrburg, J.; Sahn, S.; Scarpin, D.; Schlimbach, M.; Schneider, H.-Ch.: "Autonome und interaktive Medizinroboter", Computerassistierte Chirurgie, Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH, 2010, pp. 225-257.
- [2] Wiles, A. D., D. G. Thompson, and D. D. Frantza: Accuracy assessment and interpretation for optical tracking systems. In Medical Imaging 2004 Proceedings, 2004.
- [3] Pieck, Sebastian: Leistungsanalyse eines optischen 3D/6D Lokalisierensystems und dessen Integration in ein chirurgisches Assistenzsystem, Dissertation, Aachen, Germany, Shaker Verlag, 2006, ZESS Forschungsberichte (Band 24), ISBN 973-3-8322-5809-2, 275 Seiten.
- [4] Kerstein, T.; Wahrburg, J.: "Entwicklung und Aufbau eines modularen optischen 3D-Digitalisierensystems für die computergestützte Chirurgie", AUTOMED 2012, Tagungsband zum 10. Workshop für Automatisierungstechnische Verfahren in der Medizin, Aachen, Germany, 2012.
- [5] Fitzpatrick, J.M. ; West, J.B.: "The Distribution of Target Registration Error in Rigid-Body Point-Based Registration. " In: IEEE Transactions on medical imaging 20 (2001), September, Nr. 9, S. 917-927 (Cited on pages 87 and 88.)
- [6] Schneider, H.-Ch.; Wahrburg, J.: "Einflüsse von Referenzgebergeometrien auf die erzielbare Dynamik der Echtzeitnachführung chirurgischer Assistenzroboter", 7. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie e.V., CURAC08, Leipzig, Germany, 24.-26. September, 2008, pp. 115-118.

Induktive Bioimpedanzmessung: Verbesserte örtliche Auflösung durch geeignete Spulengeometrien

Maral Heidary Dastjerdi, Dirk Rüter, Jörg Himmel

Hochschule Ruhr West,
maral.heidary-dastjerdi@hs-ruhrwest.de

Die Magnetische Impedanztomografie (MIT) ist ein bildgebendes Verfahren, um den menschlichen Körper aufgrund seiner komplexen Impedanzwerte zu rekonstruieren. Das Verfahren zur Messung der magnetischen Flussdichte ist berührungslos und unschädlich. Der Nachteil der bekannten MIT-Systeme sind große Rechenzeiten und die bei der Bildrekonstruktion entstehenden Messunsicherheiten.

Die Ziele der vorliegenden Arbeit sind es, zum einen die großen Rechenzeiten zur Bildrekonstruktion und zum anderen, die Bildqualität zu verbessern. Dabei wird die Vorzugsrichtung der Magnetfelder durch geeignete geometrische Konstruktionen und Bestromungsmuster verändert, so dass eine bessere Signatur, beziehungsweise Lokalisierung von Objekten, innerhalb des Raumes und somit eine einfachere und robustere Signalverarbeitung zur Bild-Rekonstruktion im Rechner erzielt wird.

Das System wird realisiert durch zwei Arrays von Spulen, die sich gegenüberliegend angeordnet sind. Die Bestromung der Senderspulen ist dabei abwechselnd um 180 Grad phasenverschoben. Daraus ergibt sich für die magnetische Flussdichte ein schachbrettartiges Muster, welches sich im Raum senkrecht zur Senderebene, ohne wesentliche Änderungen, fortpflanzt. Befindet sich ein Objekt im Raum zwischen Erreger- und Empfangsspule, so werden die magnetischen Feldlinien verdrängt. Die Topologie des Magnetfeldes ist somit soweit verändert, dass im Vergleich zur bekannten MIT ein „geradlinigeres Feld“ erzeugt wird, welches im Material, anders als reguläre Magnetfelder, quasi absorbiert wird.

Die Vorteile dieser Felder sind eine bessere Topologie von Objekten im Zwischenraum, eine einfacherere und robustere Signalverarbeitung zur Rekonstruktion im Rechner, sowie Ergebnisse in Echtzeit.

Notizen

.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....

A series of horizontal dotted lines spanning the width of the page, providing a template for taking notes.

