

Kabelloses, konfigurierbares Sensorsystem für aktive medizinische Implantate

F. Lebahn, Institut f. Allg. Elektrotechnik, Universität Rostock
frank.lebahn@uni-rostock.de

H. Ewald, Institut f. Allg. Elektrotechnik, Universität Rostock
hartmut.ewald@uni-rostock.de

Zusammenfassung

In diesem Beitrag wird ein transportables, autonomes low-power Sensorsystem vorgestellt, welches für Mess- und Steueraufgaben an medizinischen Implantaten eingesetzt werden kann. Die Einheit kann kabellos konfiguriert werden und ist vollständig in medizinisches Silikon gekapselt. Es wird die Auswahl der Basishardware erläutert. Neben der Architektur und Funktionalität des Systems werden auch Messdaten des fertigen Systems gezeigt und erläutert und ein Ausblick für weiterführende Verbesserungen oder Spezifikationsänderungen gegeben.

1 Einleitung und Motivation

Heutzutage stehen Implantate für eine Vielzahl von medizinischen Funktionen zu Verfügung. Die meisten dieser Implantate sind passiv, das heißt, dass sie z.B. weder medizinische Parameter messen noch etwas steuern oder regeln. Sie erfüllen zumeist mechanische oder ästhetische Aufgaben. Die Fortschritte in der Mikrotechnologie, insbesondere der Mikroelektronik, führten in den letzten Jahren zur Zunahme in der Entwicklung von aktiven Implantaten. Zu den ersten wichtigen elektronischen (aktiven) Implantaten zählt der künstliche Herzschrittmacher. Eine der ersten Forschungsgruppen, die Sensorik in passive Implantate integriert hat ist [1]. Aufgrund der großen Fortschritte in der Miniaturisierung von elektronischen Komponenten sowie der stetigen Verringerung der Leistungsaufnahme dieser eröffnen sich immer mehr Möglichkeiten für die Entwicklung aktiver Implantate. Eine Option stellt das kabellose Sensorsystem zur Überwachung der Knochenheilung von [2] dar. Die generelle Idee ist es, ein universelles kabelloses und kompaktes System zu entwickeln, welches für vielfältige Arten von möglichen Implantaten oder Sensoren genutzt werden kann.

2 System-Konzept

Ein geeignetes System für solche Zwecke ist das wireless-Mikrokontroller(μ C)-Board eZ430-RF2500 von Texas Instruments Inc.. Es zählt zu den kleinsten ready-to-use μ C-Boards.

Hauptkomponente der Platine ist ein MSP430F2274. Dieser ist besonders energiesparend und kann trotzdem viele Aufgaben, wie Messsignalgenerierung, Sampling und Berechnung erledigen. Darüber hinaus befindet sich ein 2,4 GHz Funkmodul (CC2500) samt Antenne auf der Platine. Abbildung 1 zeigt die Oberseite der Platine. Die Unterseite ist frei von Bauteilen und kann dadurch mit einer Zusatzplatine versehen werden. Recherchierte Alternativen von anderen Platinen-Herstellern haben meistens wesentlich größere Platinenabmessungen oder die Platinen sind beidseitig bestückt und bieten dann keine einfache Möglichkeit zum Aufbringen einer Zusatzplatine.



Abbildung 1: Draufsicht auf verwendetes eZ430-RF2500-Entwicklungsboard

3 Ergebnisse

Zusätzlich zum eZ430-RF2500-Board wird eine Zusatzplatine genutzt. Diese dient als Interface für Implantatsensorik und Energieversorgung. Abbildung 2 zeigt das funktionale Blockdiagramm des Systems. Das realisierte System nutzt zunächst nicht alle auf dem Hauptboard verfügbaren GPIO Pins. In der ersten Realisierungsversion soll das System zur in-vivo Elektrostimulation (E-Feldstimulation) von Knochengewebe eingesetzt werden. Dazu werden 2 Stimulationselektroden an das Interface angeschlossen. Neben der Signalausgabe wird über einen Referenzwiderstand der Elektroden-Gewebewiderstand gemessen. Damit soll die Stimulationswirkung überprüft werden. Bei positivem Knochenwachstum steigt der Elektroden-Gewebewiderstand signifikant an.

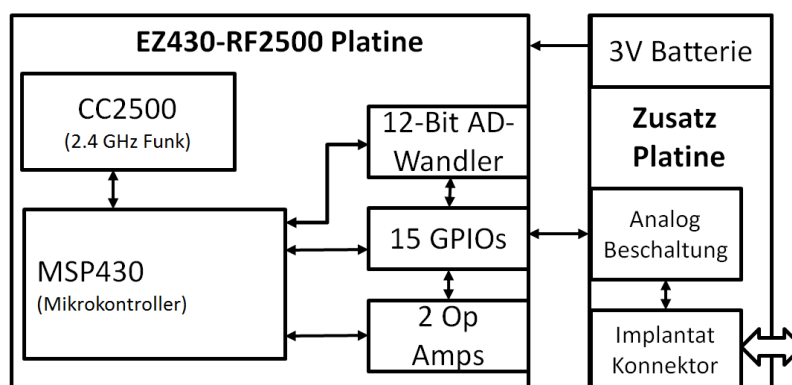


Abbildung 2: funktionales Blockdiagramm des Gesamtsystems

Nachdem alle elektrischen Komponenten auf der Platine verlötet sind, muss das System sorgfältig versiegelt werden, damit später – im implantierten Organismus – keinerlei Flüssigkeit auf die Leiterbahnen gelangen kann. Um eine biologische Verträglichkeit zu gewährleisten, wird für die äußere Schicht medizinisches Silikon der USP-Klasse VI verwendet, eine gesonderte Untersuchung zur Biokompatibilität entfällt somit. Weil Silikon unter permanentem Wasserkontakt seine hydrophobische Eigenschaft vermindert [3], wird das System zusätzlich mit einem speziellen Isolationslack versiegelt. Wasser hat eine hohe

Permittivität von rund 81. Sind die Leiterbahnen mit einer zu geringen Schicht vom Wasser getrennt, können kapazitive Effekte auf die Bahnen einkoppeln. Der verwendete Isolationslack und das Silikon haben im Vergleich zu Wasser eine geringe Permittivität von ungefähr 4. Beide Schichten zusammen sind so dick ausgelegt, dass die hohe Permittivität des Wassers keinen signifikanten Einfluss mehr hat. In Abbildung 3 ist das fertig aufgebaute System zu sehen. Das linke Bild zeigt die bestückte Platine von der Steckerseite. In der Mitte ist ein Bild mit der bestückten Unterseite des Systems zu sehen. Das Bild rechts zeigt das verkapselte System. Das umhüllende Silikon ist moderat transparent.

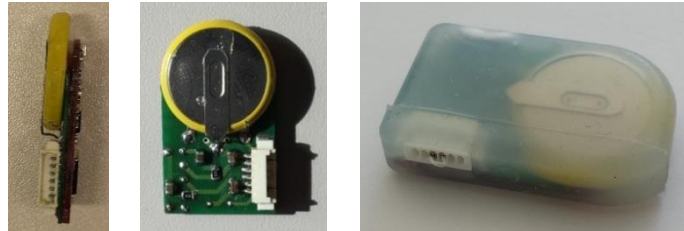


Abbildung 3: links: Seitenansicht, Mitte: Unterseite des fertigen System, rechts: fertig verkapseltes (silikoniertes) System mit einer CR2032-Lithium-Batterie

Als realistische Testumgebung wird 0,9 %ige Kochsalzlösung gewählt. Abbildung 4 links zeigt den Verlauf der vom System selbst gemessenen Versorgungsspannung über 3 Wochen. Während dieses Tests wurden 2 angeschlossene Elektroden mit Energie versorgt und alle 5 Minuten ein Statusprotokoll per Funk an ein Überwachungssystem geschickt. Der Hauptenergieverbrauch des Systems wird durch den Funk verursacht. Abbildung 4 rechts zeigt die benötigte Energiemenge für ein Funkstatuspaket jeweils für gesendete bzw. empfangene Pakete in Abhängigkeit von der Mikrokontroller-Taktrate. Bei geringen Taktraten ist insbesondere die verbrauchte Energiemenge beim Paketempfang hoch.

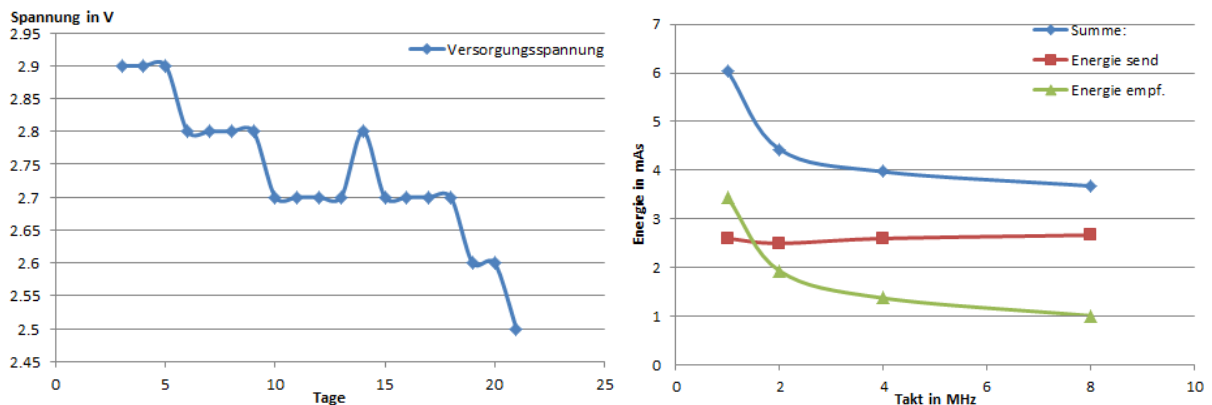


Abbildung 4: links: Verlauf der Versorgungsspannung während 3 wöchigem Test, rechts: Energiemenge für 1 Sende- bzw. 1 Empfangspaket bei verschiedenen μC -Taktraten

Als optimal ergibt sich daher aus Energieverbrauchssicht eine Mikrokontroller-Taktrate von 8 MHz wenn man den Fokus auf Verbrauchsminimierung der Datenübertragung legt. Bei dieser Taktrate kann das System bis zu einer minimalen Versorgungsspannung von 2,0 V betrieben werden. Die gewählte Lithium-Batterie CR2032 (3 V, 230 mAh) hat eine Energiedichte von über 600 mWh/cm³. Damit kann das System bei einem maximalen Verbrauch von rund 2,5 mAh pro Tag 12 Wochen aktiv sein.

4 Ausblick

Mit einer Energiedichte von fast 1600 mWh/cm³ würde eine Umstellung auf Zink-Luft-Batterien die mögliche Nutzungsdauer bei gleichem Platzbedarf mehr als verdoppeln. Für permanente Implantate ist die Energieversorgung elementar. Realisierungen unter Einbeziehung eines kabellosen Energietransfersystems (wireless power transfer) kann hierfür eine mögliche Lösung sein [5]. Dabei muss aber die Menge und Dauer der Exposition von Energiestrahlung in das – des Implantat umgebende – Gewebe berücksichtigt werden. Hierfür gibt es strenge Vorgaben, die die unterschiedliche frequenzabhängige Absorption von elektromagnetischer Strahlung in Gewebe berücksichtigt [6]. Ein weiterer Ansatz besteht im Energy Harvesting [7]. Darüber hinaus ist die Haltbarkeit und Zuverlässigkeit des Systems von entscheidender Bedeutung. Insbesondere das Gehäuse muss die verschiedensten Störfälle, wie z.B. Fehlfunktion der Energiezelle oder Sturz des Implantatträgers auf das Implantat, überstehen.

Danksagung: Das Projekt *Modellbildung, Simulation und Optimierung der Feldverteilung von großflächigen, elektrostimulierenden Implantaten für die orthopädische Chirurgie* ist mit Mitteln der DFG gefördert (EW 26/4-2)

Literatur

- [1] Bergmann, G., Graichen, F., et al.: *Multichannel strain gauge telemetry for orthopaedic implants*, Journal of Biomechanics vol. 21, pp. 169-176, 1988
- [2] Sattler, et al.: *Implantable sensor system for the monitoring of bone healing*, IFMBE Proceedings 25/VIII, pp. 281-284, 2009
- [3] Braunsberger, T. U.: *Verhalten zyklisch betauter Silikonoberflächen bei elektrischer Beanspruchung*, Cuvillier Verlag Göttingen, 2007, ISBN 978-3-86727-435-7
- [4] Kraitl, J., et al.: *Optical sensor technology for a noninvasive continuous monitoring of blood components*, SPIE 2010, DOI: 10.1117/12.843153
- [5] Sun, T., Xie, X., Wang, Z.: *Wireless Power transfer for Medical Microsystems*, Springer-Verlag New York, 2013, ISBN 978-146-147-701-3
- [6] ICNIRP: *Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic*, HEALTH PHYSICS 74 (4) pp. 494-522; 1998
- [7] Dembrowski, K.: *Energy Harvesting für die Mikroelektronik*, VDE-Verlag, 2011, ISBN 978-3800732340