

1 Autarke Energieversorgung eines Herzschrittmachers mittels Glukosebrennstoffzelle und effizientem DC-DC-Wandler

S. Kerzenmacher, S. Zehnle, T. Volk, D. Jansen, F. von Stetten,
R. Zengerle

1.1 Kurzfassung

Implantierbare Glukosebrennstoffzellen auf Basis abiotischer Katalysatoren sind ein vielversprechender Ansatz zur batterieunabhängigen Energieversorgung von aktiven Implantaten. Während sich unter physiologischen Bedingungen Leistungsdichten von $3 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ erreichen lassen, ist es in der praktischen Umsetzung des Konzepts erforderlich die mit $0,2 \text{ V}$ recht geringe Zellspannung auf die für elektronische Schaltkreise typische Betriebsspannung von 3 V zu transformieren. Bei Ausgangsleistungen im μW -Bereich zeigen kommerziell erhältliche DC-DC-Wandler jedoch nur sehr geringe Wirkungsgrade von etwa 4% . Folglich wäre zum Betrieb eines $15 \mu\text{W}$ Herzschrittmachers eine Brennstoffzelle von mindestens 125 cm^2 erforderlich – zu groß um direkt auf dem Schrittmachergehäuse platziert werden zu können. Um die Wandlungsverluste zu minimieren, wurde daher eine optimierte Aufwärtswandler-Schaltung mit einem Wirkungsgrad von über 40% aufgebaut, die den kontinuierlichen Betrieb eines $15 \mu\text{W}$ Herzschrittmachers mit einer nur 18 cm^2 großen Glukosebrennstoffzelle erlaubt. Der verringerte Flächenbedarf würde die zukünftige Ausführung der Brennstoffzelle als direkt auf der Oberfläche des Implantats integrierte Stromversorgung erlauben.

1.2 Hintergrund

Autarke Energieversorgung für medizinische Mikroimplantate. Während Batterien und wiederaufladbare Akkus derzeit die einzig praktisch verfügbare Energieversorgung für aktive medizinische Implantate darstellen, werden unter dem Begriff *Energy Harvesting* auch eine Reihe von alternativen Ansätzen zur autarken Energieversorgung verfolgt^{1,2}. Ziel dieser Entwicklungen ist die Umwandlung der in der Umgebung vorhandenen chemischen, thermischen, oder kinetischen Energie in ausreichend elektrische Energie zum Betrieb eines Implantats. Somit könnte auf den bislang notwendigen chirurgischen Austausch verbrauchter Batterien bzw. den umständlichen Einsatz externer Ladevorrichtungen verzichtet werden. Die Lebensqualität der betroffenen Patienten ließe sich so entscheidend verbessern.

Implantierbare Glukosebrennstoffzellen. Zu den aktuell verfolgten Ansätzen gehören auch implantierbare Glukosebrennstoffzellen^{3,4}, die im Vergleich zu mechanischen^{5,6} oder thermoelektrischen^{7,8} Energiewandlern eine besonders kontinuierliche und von äusseren Einflüssen wie Bewegung und Temperatur unabhängige Art der Elektrizitätsversorgung innerhalb des Körpers versprechen. Während mit Glukosebrennstoffzellen auf Basis enzymatischer Katalysatoren Leistungsdichten von bis zu $430 \mu\text{W cm}^{-2}$ unter physiologischen Bedingungen erreicht werden können⁹, beschränkt die geringe Stabilität der verwendeten Enzyme deren Lebensdauer bislang auf wenige Wochen¹⁰. Als alternativer Ansatz wurden bereits in den 1970er Jahren abiotische Katalysatoren wie z.B. Platin und Aktivkohle in implantierbaren Glukosebrennstoffzellen verwendet^{11,12}. Diese Systeme sind gegenüber enzymatischen Glukosebrennstoffzellen im Hinblick auf Langzeitstabilität und die für medizinische Implantate unverzichtbare Sterilisierbarkeit im Vorteil. Mit der unter physiologischen Bedingungen vergleichsweise geringen Leistungsdichte^{3,4} im Bereich $4 \mu\text{W cm}^{-2}$ bis $8 \mu\text{W cm}^{-2}$ konzentriert sich das Anwendungsfeld abiotisch katalysierter Glukosebrennstoffzellen dabei auf energieeffiziente Mikroimplantate wie z.B. Herzschrittmacher, deren Leistungsbedarf deutlich unter $100 \mu\text{W}$ liegt.

Die Funktionsweise einer abiotisch katalysierten Glukosebrennstoffzelle beruht auf der elektrochemischen Umsetzung von Glukose mit Sauerstoff an zwei räumlich getrennten Elektroden. Elektronen, die bei der Oxidation von Glukose an der Anode freigesetzt werden, fliessen über den externen Laststromkreis zur Kathode, wo Sauerstoff als terminaler Elektronenakzeptor reduziert wird. Sowohl Glukose als auch Sauerstoff diffundieren aus dem Blut oder der Gewebeflüssigkeit zu den Elektroden. Als Reaktionsprodukt der Glukoseoxidation an Platinelektroden konnte im Wesentlichen Glukonsäure nachgewiesen werden¹³. Daraus ergeben sich die in Abb. 1 schematisch dargestellten Elektrodenreaktionen¹⁴.

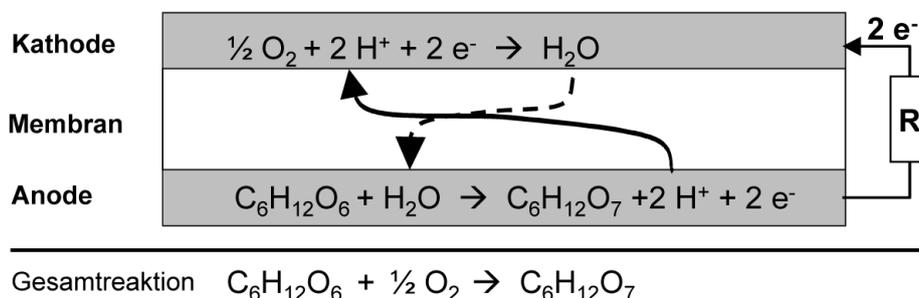


Abb.1: Prinzipielle Elektrodenreaktionen einer abiotisch katalysierten Glukosebrennstoffzelle¹⁴.

Eine besondere Herausforderung für den Betrieb einer abiotisch katalysierten Glukosebrennstoffzelle stellt das gleichzeitige Vorhandensein von Glukose und Sauerstoff im Körpergewebe dar. Da die meisten verfügbaren Edelmetallkatalysatoren sowohl die Glukoseoxidation als auch die Sauerstoffreduktion katalysieren ist eine Trennung der Reaktanden erforderlich um die Ausbildung von Mischpotentialen und die damit einhergehende Leistungsverringerung zu verhindern. In dem von uns bevorzugten Konzept zur Reaktandentrennung wird dazu eine durchlässige Aktivkohle-Kathode, an der selektiv Sauerstoff reduziert wird, vor der Anode platziert¹⁵ (Abb. 2). Da eindiffundierender Sauerstoff durch Umsetzung an der Kathode aus der Reaktandenmischung entfernt wird, herrschen im Inneren der Zelle anoxische Bedingungen. An der Anode kann Glukose somit ohne den störenden Einfluss von Sauerstoff oxidiert werden. Der Hauptvorteil des Konzepts beruht auf der Tatsache dass ein einseitiger Reaktandenzugang ausreichend ist. Somit kann die Brennstoffzelle direkt auf der Oberfläche des zu versorgenden Implantats integriert werden.

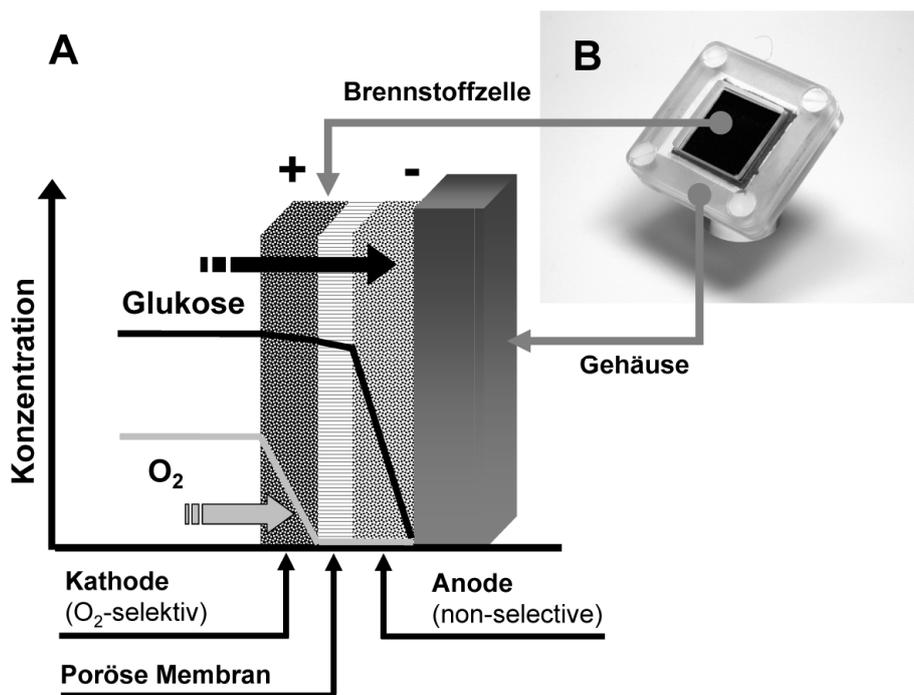


Abb.2: A) Reaktandentrennung mittels O₂-selektiver Kathode, die die Ausführung der Brennstoffzelle als Oberflächenbeschichtung erlaubt (Erklärungen im Text). B) Vorderansicht der in dieser Arbeit verwendeten Glukosebrennstoffzelle.

Notwendigkeit für einen effizienten DC-DC-Wandler. Die in unserem Labor entwickelten Aktivkohle-basierten Prototypen erreichen Leistungsdichten von bis zu 3 $\mu\text{W}/\text{cm}^2$ unter physiologischen Bedingungen¹⁶. Theoretisch wäre somit die Energieversorgung eines 15 μW Herzschrittmachers mit einer nur 5 cm^2 großen Glukose-

Autarke Energieversorgung eines Herzschrittmachers mittels Glukosebrennstoffzelle und effizientem DC-DC-Wandler

brennstoffzelle, ausgeführt als Oberflächenbeschichtung des Schrittmachergehäuses, möglich.

In der praktischen Umsetzung des Konzepts ist es jedoch erforderlich, die mit 0,2 V recht geringe Zellspannung auf die für elektronische Schaltkreise typische Betriebsspannung von 3 V zu transformieren. Bei Ausgangsleistungen im μW -Bereich lassen sich mit kommerziell erhältlichen DC-DC-Wandlern jedoch nur sehr geringe Wirkungsgrade von etwa 4 % erreichen. Folglich wäre zum Betrieb des Herzschrittmachers eine Brennstoffzelle von mindestens 125 cm² Fläche erforderlich – zu groß um direkt auf dem Schrittmachergehäuse platziert werden zu können. Um die Wandlungsverluste zu minimieren, wurde daher eine klassische Aufwärtswandler-Schaltung¹⁷ auf den Betrieb mit unserer Glukosebrennstoffzelle als Energieversorgung für einen Herzschrittmacher hin optimiert. Die Verwendung eines Germanium-Transistor erlaubt hierbei das selbstständige Anlaufen des Schaltkreises ab einer Eingangsspannung von 100 mV.

1.3 Materialien und Methoden

Charakterisierung des DC-DC-Wandlers. Um die Wirkungsgrade der verschiedenen DC-DC-Wandler Schaltungen zu bestimmen wurde auf der Eingangsseite der Wandler Spannungen im Bereich zwischen 100 mV und 900 mV mit einem Laborpotentiostat (G 300, Gamry Instruments, Warminster, Pennsylvania/USA) angelegt, und der resultierende Eingangsstrom gemessen. Die Ausgangsseite des DC-DC-Wandlers war mit den Stromversorgungseingängen eines Herzschrittmachers (Microny Model, St. Jude Medical, Schweden) mit entfernter Batterie verbunden. Die ordnungsgemäße Funktion des Herzschrittmachers wurde durch Visualisierung der Schrittmacherimpulse (4V bei 1 Hz) über einen 3,3 kOhm Widerstand auf einem Oszilloskop überprüft.

Aufbau der Brennstoffzelle. Die Brennstoffzelle wurde entsprechend der Vorder- und Rückseite eines Herzschrittmachergehäuses aus zwei parallelgeschalteten Einzelzellen mit jeweils 9 cm² geometrischer Elektrodenfläche aufgebaut. Die Herstellung der Elektroden und der Aufbau der Einzelzellen sind an anderer Stelle¹⁶ ausführlich beschrieben, und soll hier nur in aller Kürze wiedergegeben werden.

Die Elektroden wurden aus Aktivkohlepartikeln, gebunden in einer Hydrogel-Matrix aus Polyvinylalkohol und Polyacrylsäure, hergestellt. Als Stromsammler kamen direkt in die Elektroden eingebettete Platinnetze zum Einsatz. Während die Kathode aus reiner Aktivkohle bestand, wurde

Autarke Energieversorgung eines Herzschrittmachers mittels Glukosebrennstoffzelle und effizientem DC-DC-Wandler

für die Anode ein Aktivkohle-geträgerter Platin-Bismuth Katalysator verwendet. Beide Elektroden wurden zusammen mit einer porösen Polyethersulfon-Membran (Supor 450, Pall, East Hills, New York/USA) mittels Silikon-Dichtungen in einen Polycarbonat-Rahmen geklemmt. Der prinzipielle Aufbau der Brennstoffzelle ist in Abb. 2 dargestellt.

Betrieb des Gesamtsystems aus Brennstoffzelle, DC-DC-Wandler und Herzschrittmacher. Um das Wachstum von Mikroorganismen zu unterbinden wurde die Brennstoffzelle vor Versuchsbeginn in einem mit Phosphatpuffer gefüllten aseptischen Gefäß bei 121°C für 15 min autoklaviert. Anschließend wurde die Testlösung durch Sterilfilter gegen Phosphatpuffer (PBS tabs, Invitrogen, Karlsruhe) mit 3 mM Glukose ausgetauscht. Die Lösung wurde im Inkubator auf 37°C temperiert und mit 7% Sauerstoff in Stickstoff begast. Die gewählte Glukose- als auch die Sauerstoffkonzentration entsprechen hierbei den Bedingungen im subkutanem Gewebe³. Nach Erreichen einer stabilen Leerlaufspannung wurde die Brennstoffzelle entsprechend Abb. 3 mit dem Gesamtsystem aus DC-DC-Wandler, Herzschrittmacher und Oszilloskop verbunden.

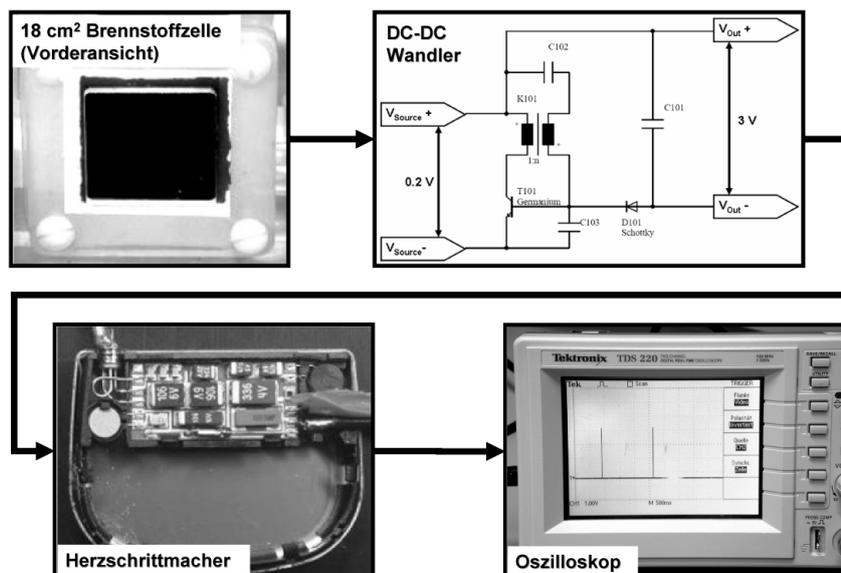


Abb.3: Schematische Darstellung des verwendeten experimentellen Aufbaus: Brennstoffzelle in neutraler Glukoselösung, Schaltbild des verwendeten DC-DC-Wandlers PowerCUBE, Microny Herzschrittmacher mit entfernter Batterie, Oszilloskop zur Visualisierung der 4 V Schrittmacherpulse über einen 3,3 kOhm Widerstand.

Zellspannung und Zellstrom auf der Eingangsseite des DC-DC-Wandlers sowie die entsprechenden Werte auf der Wandlerausgangsseite wurden mit einem Datenerfassungssystem in Abständen von 5 Minuten aufgezeichnet.

Autarke Energieversorgung eines Herzschrittmachers mittels Glukosebrennstoffzelle und effizientem DC-DC-Wandler

Der Wandlerwirkungsgrad wurde als Quotient von Ausgangsleistung und Eingangsleistung berechnet.

1.4 Ergebnisse und Diskussion

Wirkungsgrad des DC-DC-Wandlers. In Tab. 1 sind die gemessenen Wirkungsgrade sowie die minimalen Anlauf- und Betriebsspannungen der untersuchten DC-DC-Wandler zusammengefasst.

Tab. 1: Betriebsparameter verschiedener DC-DC Wandler. Der Wirkungsgrad wurde bei 15 μW Ausgangsleistung im Betrieb zusammen mit einem Herzschrittmacher ermittelt.

Typ	Wirkungsgrad bei 0,20 V Eingangsspannung	Minimale Anlaufspannung	Minimale Betriebsspannung
<i>PowerCUBE</i> (vorliegende Arbeit)	~ 35 % (~ 40 % bei 0,17 V)	0,15 V	0,15 V
<i>OnSemi</i> NCP1440A	~ 4 %	0,80 V	0,15 V
<i>Texas Instruments</i> TPS 61201	-/ (~ 3 % bei 0,60 V)	0,50 V	0,50 V

Während der von Texas Instruments gelieferte DC-DC Wandler bereits durch die über der Leerlaufspannung der Brennstoffzelle liegende minimale Betriebsspannung von 0,5 V für unsere Anwendung ungeeignet ist, könnte das OnSemi Model mit der Brennstoffzelle betrieben werden. Bei 0.2 V Eingangsspannung (entsprechend der typischen Betriebsspannung der Brennstoffzelle¹⁶) liegt der Wirkungsgrad dieses Wandlers jedoch nur bei 4%, d.h. 96 % Prozent der Brennstoffzellenleistung gingen als Wandlungsverluste verloren. Legt man 3 $\mu\text{W cm}^{-2}$ als flächenbezogene Leistungsdichte der Brennstoffzelle zu Grunde wäre somit eine Fläche von mindestens 125 cm^2 zum Betrieb eines 15 μW Herzschrittmachers erforderlich.

Der in dieser Arbeit vorgestellte DC-DC-Wandler PowerCUBE weist mit 35 % einen beträchtlich höheren Wirkungsgrad auf. Entsprechend obiger Berechnung wäre damit bereits eine Brennstoffzellenfläche von 14 cm^2 zum Betrieb des Herzschrittmachers ausreichend.

Autarke Energieversorgung eines Herzschrittmachers mittels Glukosebrennstoffzelle und effizientem DC-DC-Wandler

Betrieb des Gesamtsystems. In Abb. 4 sind die Verläufe der Zellspannung und des Wandler-Wirkungsgrades beim kontinuierlichen Betrieb des Herzschrittmachers über einen Zeitraum von 3,5 Tagen dargestellt. Ausgehend von einer Leerlaufspannung von ca. 400 mV erreicht die Brennstoffzelle über diesen Zeitraum eine stabile Lastspannung von 170 mV. Bei dieser Betriebsspannung erreicht der Wirkungsgrad des DC-DC-Wandlers einen Wert von 40 %. Hervorzuheben ist, dass trotz des Puls-artigen Strombedarfs des Herzschrittmachers die Brennstoffzellenspannung stabil bleibt. Dies ist sowohl auf die Eingangskapazitäten des DC-DC-Wandlers als auch auf die Eigenkapazität der Brennstoffzelle zurückzuführen.

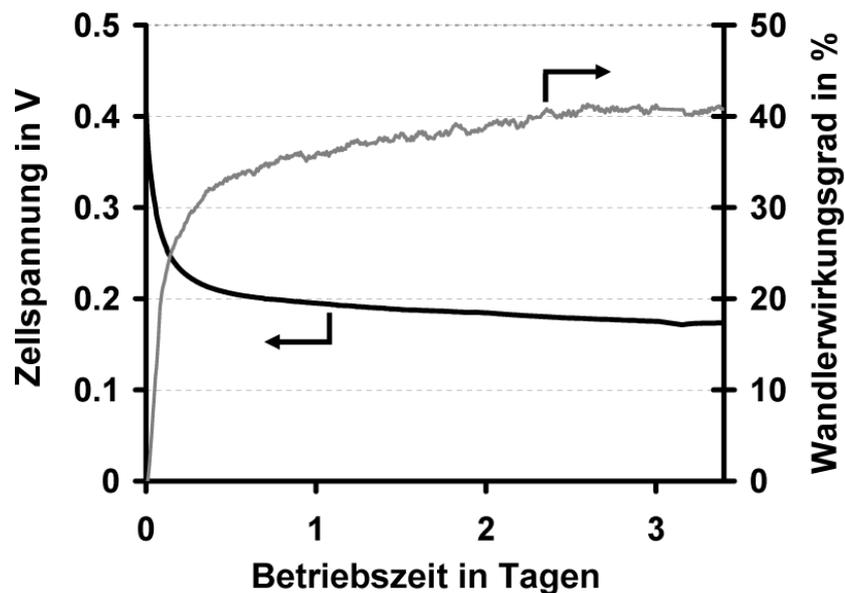


Abb. 4: Verlauf von Zellspannung und Wandlungswirkungsgrad während des kontinuierlichen Betriebs des Herzschrittmachers.

1.5 Zusammenfassung und Ausblick

Mit einem Wirkungsgrad von über 40 % ermöglicht der in dieser Arbeit vorgestellte DC-DC-Wandler den kontinuierlichen Betrieb eines 15 μ W Herzschrittmachers mit einer nur 18 cm² großen Glukosebrennstoffzelle als alleiniger Energieversorgung. Diese Fläche entspricht in etwa der Außenfläche des Schrittmachergehäuses, was die zukünftige Ausführung der Brennstoffzelle als integrierte Stromversorgung auf der Oberfläche des Implantats erlauben würde. Wir konnten somit erfolgreich zeigen, dass der Betrieb eines Herzschrittmachers mittels einer abiotisch katalysierten Glukosebrennstoffzelle nicht nur theoretisch auf Basis der Leistungsdaten, sondern auch mit den in der Praxis auftretenden Wandlerverlusten möglich ist. Die zunehmende Verringerung des Leistungsbedarfs moderner

Autarke Energieversorgung eines Herzschrittmachers mittels Glukosebrennstoffzelle und effizientem DC-DC-Wandler

Implantatelektronik, als Beispiel sei hier ein neuartiger „Bionic Ear Processor“ mit einer 25-fach verringerten Leistungsaufnahme genannt¹⁸, könnte in Zukunft die Verwendung von implantierbare Glukosebrennstoffzellen als autarke Energieversorgung auch für andere Implantate ermöglichen.

1.6 Referenzen

1. R. A. M. Receveur et al., *J. Micromech. Microeng.*, 2007, vol. 17 (5), R50.
2. L. Mateu et al., *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, 2005, vol. 5837 (1), 359.
3. S. Kerzenmacher et al., *J. Power Sources*, 2008, vol. 182 (1), 1.
4. A. Heller, *Phys. Chem. Chem. Phys.*, 2004, vol. 6 (2), 209.
5. P. Miao et al., *Microsyst. Technol.*, 2006, vol. 12 (10-11), 1079.
6. S. P. Beeby et al., *Meas. Sci. Technol.*, 2006, vol. 17 (12), R175.
7. Watkins, C. et al., *Proc. 24th International Conference on Thermo-electronics*, 2005, 265.
8. Venkatasubramanian, R. et al. *Proc. PowerMEMS 2006*, 2006, 1.
9. N. Mano et al., *J. Amer. Chem. Soc.*, 2003, vol. 125 (21), 6588.
10. R. A. Bullen et al., *Biosens. Bioelectron.*, 2006, vol. 21 (11), 2015.
11. R. F. Drake et al., *Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Org.*, 1970, vol. 16 199.
12. J. R. Rao et al., *Phys. Chem. Chem. Phys.*, 1973, vol. 77 (10/11), 787.
13. S. Ernst et al., *Phys. Chem. Chem. Phys.*, 1980, vol. 84 (1), 50.
14. J. R. Rao, in: Milazzo, G., Blank, M., (Eds.), *Bioelectrochemistry I: Biological Redox Reactions*, Plenum Press, New York, 1983, pp. 283-335.
15. J. R. Rao et al., *Biomed. Eng.*, 1974, vol. 9 (3), 98.
16. S. Kerzenmacher et al., *J. Power Sources*, 2008, vol. 182 (1), 66.
17. A. Santic et al., *J. Bioeng.*, 1977, vol. 1 (4), 357.
18. R. Sarpeshkar et al., *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2005, vol. 52 (4), 11.

Autarke Energieversorgung eines Herzschrittmachers mittels Glukosebrennstoffzelle und effizientem DC-DC-Wandler

Adressinformationen der Autoren

S. Kerzenmacher, Lehrstuhl für Anwendungsentwicklung, Institut für Mikrosystemtechnik - IMTEK, Universität Freiburg, Georges-Koehler-Allee 106, 79110 Freiburg, Tel.: 0761/203-7328, kerzenma@imtek.de (Autor)

S. Zehnle, Lehrstuhl für Anwendungsentwicklung, Institut für Mikrosystemtechnik - IMTEK, Universität Freiburg, Georges-Koehler-Allee 106, 79110 Freiburg, 0761/203-7328, arne.kloke@imtek.uni-freiburg.de (Co-Autor)

T. Volk, Hochschule für Technik, Wirtschaft und Medien, Badstrasse 24, 77652 Offenburg, 0781/205-0, t.volk@hs-offenburg.de (Co-Autor)

D. Jansen, Hochschule für Technik, Wirtschaft und Medien, Badstrasse 24, 77652 Offenburg, 0781/205-0, d.jansen@hs-offenburg.de (Co-Autor)

F. von Stetten, Lehrstuhl für Anwendungsentwicklung, Institut für Mikrosystemtechnik - IMTEK, Universität Freiburg, Georges-Koehler-Allee 106, 79110 Freiburg, 0761/203-7393, vstetten@imtek.de (Co-Autor)

R. Zengerle, Lehrstuhl für Anwendungsentwicklung, Institut für Mikrosystemtechnik - IMTEK, Universität Freiburg, Georges-Koehler-Allee 106, 79110 Freiburg, 0761/203-7476, zengerle@imtek.de (Co-Autor)