

Kompensation des Sauerstoffpartialdrucks bei optischer, enzymatischer Glukosemessung im subkutanen Fettgewebe

M. Rumpler¹, M. Hajnsek¹, I. Klimant² und F. Sinner^{1,3}

KONTAKT

¹
JOANNEUM RESEARCH
Forschungsgesellschaft mbH

HEALTH
Institut für Biomedizin und
Gesundheitswissenschaften

Martin Hajnsek

Neue Stiftingtalstrasse 2
8010 Graz

Tel. +43 316 876-4000
Fax +43 316 8769-4000

martin.hajnsek@joanneum.at

health@joanneum.at
www.joanneum.at/health



²
Technische Universität Graz
Institut für Analytische Chemie und
Lebensmittelchemie
Graz, Austria



³
Medizinische Universität Graz
Abteilung für Endokrinologie
und Stoffwechsel
Graz, Austria

Referenzen

[1] B. Nacht et al. (2015),
Biosensors and Bioelectronics;
64:102–110

[2] M. Hajnsek et al. (2014),
Acta Diabetol;
51:883-886

[3] M. Pasarica et al. (2009),
Diabetes;
58:718-25



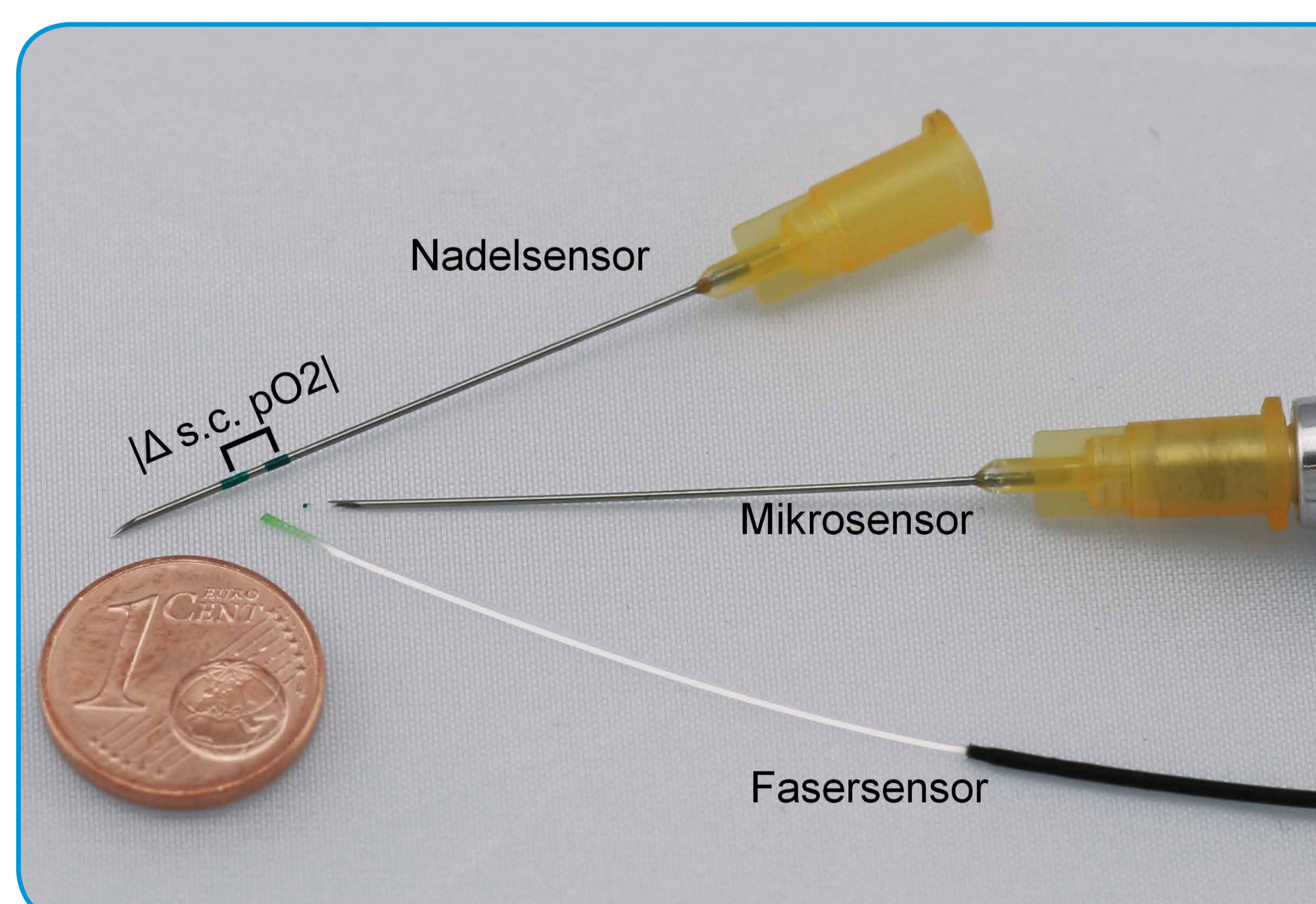
Diese Projekt wurde vom
EU Framework 7 Programme,
contract no 305343 finanziert



Der Single-Port Ansatz kombiniert Glukosemessung und Insulingabe an derselben Stelle im subkutanen Fettgewebe. Die enzymatische Glukosemessung beruht auf einer Änderung des Sauerstoffpartialdrucks (pO₂) durch die Oxidation von Glukose im Sensorelement. Änderungen des pO₂ im umgebenden subkutanen Fettgewebe können die Messwerte des Glukosesensors beeinflussen. Daher ist es notwendig

Material und Methoden

In neunstündigen in-vivo Experimenten am Schwein wurde der pO₂ im Blut sprunghaft zwischen unterschiedlichen Plateaus verändert. In den Plateauphasen wurde mittels dreier unterschiedlicher Systeme der s.c. pO₂ gemessen. Einerseits wurden s.c. pO₂ Profile über eine Distanz von 21 mm mit Hilfe sauerstoffsensitiver Mikro- und Fasersensoren gemessen. Andererseits wurde an sechs verschiedenen Stellen am Bauch kontinuierlich der s.c. pO₂ mittels stationärer Nadelsensoren gemessen. Beim Mikrosensor diente die 50 µm dicke Spitze des Lichtleiters als Sensorelement, beim Fasersensor (24 G) ein 2,0 mm langes Mantelstück des Lichtleiters als Sensorelement. Als Nadelsensoren wurden Stahlkanülen (23 G) verwendet, auf deren Mantel zwei je 2,0 mm lange Sensorelemente aufgebracht wurden. Ausgelesen wurden die Nadelsensoren mittels Phasenfluorimeter durch die Haut.



Schlussfolgerung

- Es konnte gezeigt werden, dass der s.c. pO₂ lokal großen Schwankungen unterliegt (Mikrosensor).
- Eine Vergrößerung der Sensorflächen (Faser- und Nadelsensor) kann diese Heterogenität reduzieren.
- Eine rechnerische Kompensation der Glukosemessung sollte somit möglich sein.

Fragestellung

den pO₂ im subkutanen Fettgewebe (s.c. pO₂) mit Hilfe eines Referenzsensors zu messen. Etwaige Schwankungen im s.c. pO₂ könnten dadurch bei der Glukoseberechnung kompensiert werden. [1,2] Ziel dieser Arbeit war es, die Homogenität des s.c. pO₂ zu untersuchen und daraus die Machbarkeit einer Sauerstoffkompensation abzuschätzen.

Ergebnisse

Die s.c. pO₂ Werte der drei verwendeten Systeme stimmen mit jenen von Pasarica et al [3] überein. Die Mediane der Absolutdifferenzen ($|\Delta \text{s.c. pO}_2|$) der drei Systeme weichen maximal um 1,6 mmHg voneinander ab. Die Messwerte aus den Mikrosensorprofilen weisen dabei aufgrund der größten Strukturauflösung auch den größten Interquartilsabstand auf.

