

USB-заряжающее устройство- устройство для заряда литиевого аккумулятора через стандартный USB разъем.

Заключение

Применения инсулинотерапии- это радикальный, а в большинстве случаев единственный метод для поддержания жизни и трудоспособности больных сахарным диабетом. Создание безболезненной, не инъекционной отечественной технологии введения инсулина в организм пациента позволяет решить многие проблемы диабетологии России и спасти жизни миллионов людей, страдающих сахарным диабетом.

Создание ингаляционной системы доставки инсулина является востребованным в клинической практике методом. Данная технология введения идеально подходит для больных сахарным диабетом первого и второго типа. Ингаляционный инсулин может во многом улучшить качество жизни пациента. Это связано с тем, что нет необходимости соблюдать температурные режимы препарата, его можно всегда носить с собой и в случае необходимости приема препарата, при данном методе введения инсулин обладает особо быстрым воздействием на организм и улучшению самочувствия пациента.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Как научиться жить с диабетом / Пер. с англ. О. Лифсон / Е. Аметов, [и др.] - М.: Интерпракс, - 2009. - 109 с.
2. Каминский А.В. Сахарный диабет и ожирение: клиническое руководство по диагностике и лечению / А.В. Каминский, А.Н. Коваленко; 1. - Киев: Изд., 2010. - 256 с.
3. Зубаерова Д.Х. Биомедицинская химия / Д.Х. Зубаерова, Н.И. Ларионова; МГУ им. М.В. Ломоносова, химический факультет, М.: 2009, том 54, вып. 3
4. Ефимов А.С. Клиническая диабетология / А.С. Ефимов, Н.А. Скробонская; К.: Здоровья, 2009. - 320с.
5. Смирнова М.Н. Инсулинотерапия: пособие для врачей / М.Н. Смирнова [и др.] - ГУ ЭНЦ РАМН, 2009. - 30 с.

ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДИК СЪЕМА ЗНАЧЕНИЙ ОПТИЧЕСКИХ ПЛОТНОСТЕЙ ТКАНЕЙ С ПОВЕРХНОСТИ ГОЛОВЫ

Тимченко К.А., Новосельцева А.П., Аристов А.А.
Научный руководитель: Аристов А.А., к.т.н., доцент
Национальный исследовательский Томский политехнический университет
Россия, г. Томск, пр. Ленина, 30, 634050
E-mail: tina_tim7@mail.ru

RESEARCH OF THE METHODS FOR READING OPTICAL DENSITY ON DIFFERENT PART OF HUMAN HEAD

Timchenko K.A., Novoseltseva A.P., Aristov A.A.
Scientific Supervisor: Associate Professor, Ph.D. Aristov A.A.
Russia, Tomsk, Lenin str., 30, 634050
E-mail: tina_tim7@mail.ru

В данной статье описаны экспериментальные исследования по оценке возможности применения различных методик съема оптических плотностей биологических тканей на поверхности головы. Рассмотрено две методики снятия данных. Проведен сравнительный анализ получаемых по обеим методикам результатов, задачей которого было выявить недостатки и преимущества каждой из них. В ходе исследования выявлен ряд особенностей, которые следует учитывать в дальнейшем при конструировании опытной модели устройства и обработке получаемой диагностической информации.

This article describes experimental research of the methods for reading optical density on different part of human head. It reviews two methods of reading optical density and provides a comparative analysis of the findings gathered from the two methods. The analysis aims to reveal strengths and weaknesses of each method. The study has discovered a few aspects that have to be taken into consideration in the further process of prototype device designing.

При травматических повреждениях мозга крайне важно оперативно выявить наличие внутричерепных гематом. До сих пор основным точным инструментальным методом выявления таких повреждений является томография, однако возможность проведения томографического обследования пациента сразу после травмы не всегда представляется возможной. В связи с этим, задача создания прибора оперативно выявляющего наличие внутричерепных повреждений является актуальной. Решением данной проблемы может быть использование такого метода диагностики как спектроскопия в оптическом диапазоне длин волн. Метод основан на том, что спектры поглощения молекул являются характеристическими для данного вещества, а интенсивность поглощения связана с содержанием поглощающего компонента в облучаемом объекте [1]. Оксигенированный гемоглобин интенсивно поглощает световое излучение, начиная с УФ области и до длины волны 600 нм с максимумом в 585 нм. В диапазоне от 600 до 1200 нм излучение глубже проникает в ткань с минимальными потерями на поглощение и рассеивание. Специфических хромофоров с высоким коэффициентом поглощения в этом диапазоне не существует [2]. Таким образом, красный и ближний ИК диапазоны спектра наиболее применимы для диагностирования внутричерепных гематом методом спектроскопии. К тому же данная область спектра абсолютно безвредна как для пациента, так и для оператора.

В данном направлении ведутся исследования американской компанией InfraScan. Сравнительно недавно ими был разработан прибор Infrascannermodel 1000 и Infrascannermodel 2000 [3, 4], который представляет собой переносной детектор внутричерепных гематом, работающий в ближнем ИК-диапазоне (808 нм). Диагностика данным прибором ведется дифференциальным способом, путем сравнения оптических свойств симметричных участков на поверхности головы в точно заданных точках (рис.1.). Выявления гематомы основывается на оценке уровня поглощения света левым и правым полушариями головного мозга. В рамках теории, которой следует компания InfraScan, в нормальном состоянии оба полушария в симметричных участках поглощают свет одинаково. При наличии внесосудистого сгустка крови повышается местная концентрация гемоглобина, и коэффициент поглощения света возрастает [5].

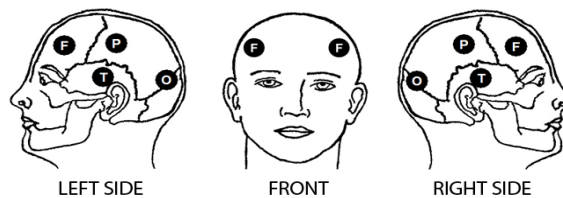


Рис. 1. Схема расположения диагностических точек для Infrascanner [6]

Задачей данного исследования является проверка достоверности, применяемой в приборе Infrascanner методики.

Для этого был поставлен ряд экспериментов, в которых приняло участие пять человек без травм головного мозга. Эксперименты проводились в темной комнате, чтобы исключить влияние внешнего света на получаемые данные. Измерения проводились в диагностических зонах, рекомендуемых для Infrascanner

(рис.1.) с использованием полупроводникового ИК лазера с длиной волны 805 нм и мощностью 100 мВт и приемного устройства на базе фотодиода ФД256. Принимаемый сигнал с поверхности головы к фотоприемнику подводился с помощью оптоволокну. Эксперименты проводились по двум методикам. Первая условно названа: «прямое-обратное». Суть заключается в том, что приемник и источник излучения помещаются в одну из фиксированных зон на голове испытуемого (рис.1.) на расстоянии 2,5 см друг от друга, проводится первое измерение «прямое». Затем источник и приемник меняются местами, но устанавливаются строго в те же точки, с которых велся съем данных ранее, и проводится второе измерение «обратное». Таким образом, мы пытались выяснить, насколько отличается сигнал, проходящий одно и то же расстояние в одной и той же области головы, при различном направлении его движения у условно здоровых людей. Вторая: «триангуляционная». Как и в первом методе, измерения проводятся в одной из фиксированных областей (рис.1), и при изменении положения источников и приемников они устанавливаются строго в те же места с которых, было произведено первое измерение. Отличительная черта этого метода в том, что на этот раз мы имеем один источник и два приемника излучения, которые располагаются как точки АСВ на рис.2а. Сначала источник размещается в точке А, а приемники в С и В соответственно, проводится первое измерение. Затем источник перемещается в точку С, а приемники располагаются в точках А и В – второе измерение. И наконец источник перемещаем в точку В, а приемники располагаются в точках А и С – третье измерение.



Рис. 2. Схема триангуляционного метода: а – без гематомы, б – с гематомой

Этот метод позволяет получить усредненное значение плотностной структуры определенной исследуемой области. Также благодаря такому подходу появляется возможность отказаться от дифференциальной методики сравнения оптических плотностей симметричных участков левой и правой сторон головы, на которой строится диагностирование в приборе Infrascanner. В виду того, что мы имеем расположение источника и приемников в форме треугольника, то вполне вероятен вариант, когда при исследовании, гематома попадает в рабочую зону прибора как показано на рис. 2б. Таким образом, она оказывает влияние только на одно направление съема, в то время как два других все также будут показывать норму. В результате получаем прибор, способный не только проводить диагностирование без привязки к симметричности левой и правой частей головы, но и способный давать пространственное заключение о месторасположении гематомы, путем варьирования положения источника и приемников в месте съема.

Измерения проводились по обеим методикам на каждом из пяти испытуемых не менее 10 раз. По полученным данным были проведены необходимые математические расчеты, результаты которых сведены в таблицы 1 и 2, и построены графические зависимости. Значение величины принимаемого приемником оптического сигнала, в зависимости от оптических плотностей тканей, пропорционально выходному

напряжению с соответствующих усилителей фототока. По нему и проводилась сравнительная оценка исследуемых областей.

Таблица 1. Данные экспериментов по первой методике

	1				2				3				4				5			
	л	з	в	т	л	з	в	т	л	з	в	т	л	з	в	т	л	з	в	т
Левая сторона																				
min	1,4	0,1	0,36	0,1	0,66	0,02	0,33	0,02	2,4	0,12	0,4	0,02	0,62	0,02	0,25	0	0,69	0,13	0,25	0,13
max	3,71	0,65	1,29	0,7	1,73	0,16	0,78	0,15	7,24	0,55	0,8	0,13	2,45	0,11	0,88	0,3	2,89	0,26	1,23	0,26
moda	1,48	0,1	0,42	0,12	0,87	0,04	0,45	0,09	3,6	0,27	0,5	0,08	1,16	0,04	0,4	0,02	1,89	0,15	1,23	0,17
sr	2,264 5	0,253 5	0,647	0,319	0,953 5	0,063	0,548 5	0,072 5	4,098 5	0,284 5	0,577 5	0,082 5	1,174 5	0,047	0,485	0,054 5	1,579 5	0,194 5	0,787 5	0,194
razb	2,31	0,55	0,93	0,6	1,07	0,14	0,45	0,13	4,84	0,43	0,4	0,11	1,83	0,09	0,63	0,3	2,2	0,13	0,98	0,13
Правая сторона																				
min	1,21	0,04	0,26	0,11	0,88	0,03	0,34	0,03	2	0,21	0,25	0	1,6	0,01	0,18	0,01	0,87	0,14	0,48	0,12
max	3,71	0,58	1,19	0,3	2,04	0,2	0,56	0,08	5,8	0,68	0,68	0,12	3,01	0,6	0,42	0,11	2,67	0,37	1,12	0,27
moda	1,28	0,44	0,66	0,17	1,17	0,05	0,36	0,06	4,4	0,44	0,44	0,03	2,32	0,01	0,29	0,02	1,03	0,21	0,67	0,17
sr	2,042 5	0,302	0,614	0,169	1,301	0,081 5	0,405	0,057	4,18	0,416 5	0,424 5	0,045	2,347 5	0,071	0,29	0,037 1	1,879	0,219 5	0,785	0,196 5
razb	2,5	0,54	0,93	0,19	1,16	0,17	0,22	0,05	3,8	0,47	0,43	0,12	1,41	0,59	0,24	0,1	1,8	0,23	0,64	0,15

Таблица 2. Данные экспериментов по второй методике

	1				2				3				4				5			
	л	з	в	т	л	з	в	т	л	з	в	т	л	з	в	т	л	з	в	т
Левая сторона																				
min	1,38	0	0	0,09	0,5	0,03	0,55	0,05	0,49	0,07	0,08	0,05	0,7	0,01	0,11	0,01	0,71	0,13	0,37	0,1
max	3,07	1,23	0,52	0,56	2,6	0,28	1,7	0,32	6,7	0,88	0,9	0,75	3,27	0,11	0,75	0,6	2,87	0,37	1,6	0,49
moda	2,99	0	0,33	0,24	2,2	0,21	1,3	0,11	2,8	0,09	0,18	0,07	1,4	0,04	0,23	0,04	2,37	0,24	0,63	0,21
sr	2,237	0,249	0,221	0,269	1,668	0,17	1,053	0,159	2,492	0,189	0,391	0,232	1,453	0,046	0,351	0,065	1,82	0,22	0,721	0,257
razb	1,69	1,23	0,52	0,47	2,1	0,25	1,15	0,27	6,21	0,81	0,82	0,7	2,57	0,1	0,64	0,59	2,16	0,24	1,23	0,39
Правая сторона																				
min	1	0	0	0,02	0,65	0,03	0,57	0,02	0,8	0	0,12	0	0,13	0,01	0,09	0,01	0,69	0,14	0,33	0,16
max	3,46	0,99	0,84	1	1,8	0,5	3,4	0,41	5,5	0,63	2,8	0,34	3,01	0,6	1,7	0,6	2,89	0,31	1,18	0,34
moda	2,4	0	0,12	0,18	1,4	0,12	1,3	0,06	2	0	1,4	0,04	1,8	0,03	0,12	0,01	2,33	0,23	0,95	0,23
sr	2,238	0,17	0,265	0,341	1,186	0,154	1,604	0,145	2,492	0,189	0,932	0,081	1,51	0,063	0,49	0,064	1,844	0,214	0,698	0,23
razb	2,46	0,99	0,84	0,98	1,15	0,47	2,83	0,39	4,7	0,63	2,68	0,34	2,88	0,59	1,61	0,59	2,2	0,17	0,85	0,18

*1,2,3,4,5 – порядковые номера испытуемых; л – лоб, з – затылок, в – висок, т – темя

По результатам измерений по методике «прямое-обратное» были построены гистограммы распределений полученных значений, одна из которых приведена на рис. 3. Из гистограммы видно, что получаемые данные при прямом и обратном съеме разнятся. Ожидаемо было бы получить одинаковые значения хотя бы в рамках одного опыта, но данные разнятся, что может говорить о том, что на значение оптической плотности влияют не только локация проведения измерения и путь, проходимый излучением, но и направление распространения детектируемого излучения.

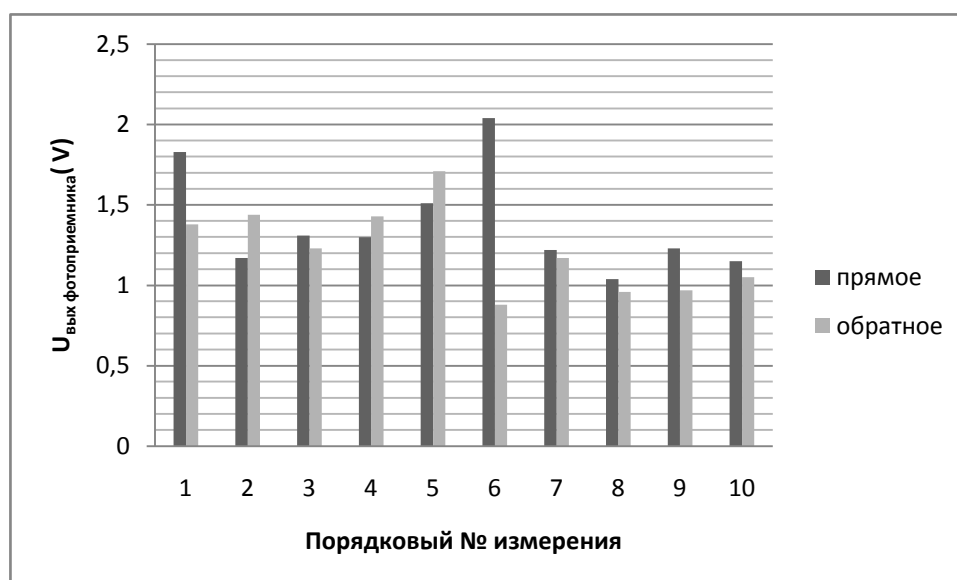


Рис. 3. Гистограмма распределения значений, полученных при просвечивании левой стороны лба одного из испытуемых по методике «прямое-обратное»

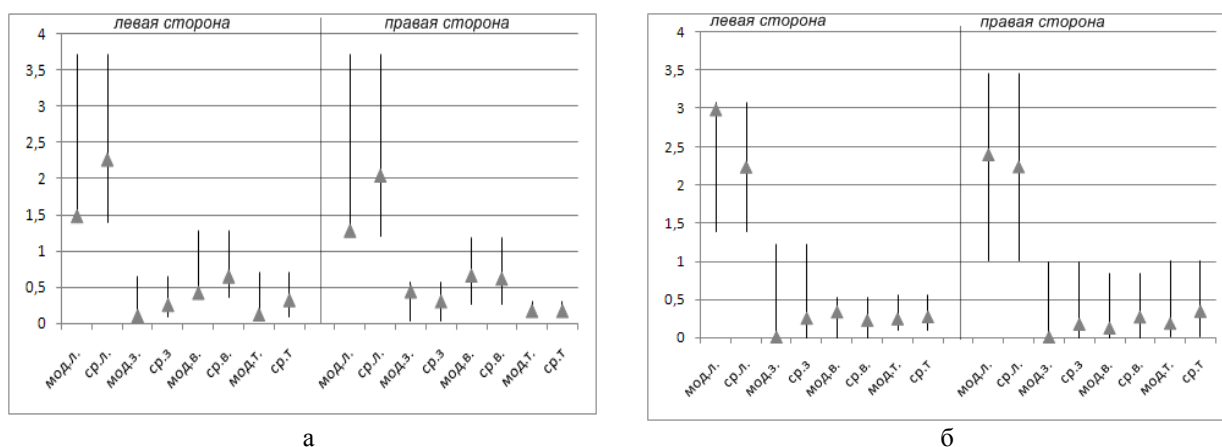


Рис. 4. Графики оценки симметричности оптической плотности зондируемых участков одного из испытуемых, а – построен по данным методики «прямое-обратное», б – построен по данным методики «триангуляции». Ось Y – $U_{\text{вых}}$ фотопреобразователя в вольтах

Из графиков рис. 4 можно заключить, что говорить об абсолютной симметричности оптической плотности правой и левой частей головы нельзя, и строить на данной теории диагностические заключения не совсем корректно. Также следует заметить, что данные полученные по «триангуляционной» методике отличаются большей симметричностью, чем данные полученные по методу «прямое-обратное». Так, к примеру, усредненные значения правой и левой сторон лба, приведенные на графиках рис. 5 и в таблицах 1 и 2, снятые по первой методике отличаются на 10%, а снятые по второй методике отличаются всего на 1%. Это говорит в пользу использования в дальнейшем именно триангуляционного варианта расположения источника и приемников. Еще один напрашивающийся вывод – при обработке данных и постановке диагностического заключения следует использовать усредненное, а не модовое значение, так разброс в модовых значениях правой и левой частей (опять же опираясь на графики рис.4) может достигать 20%.

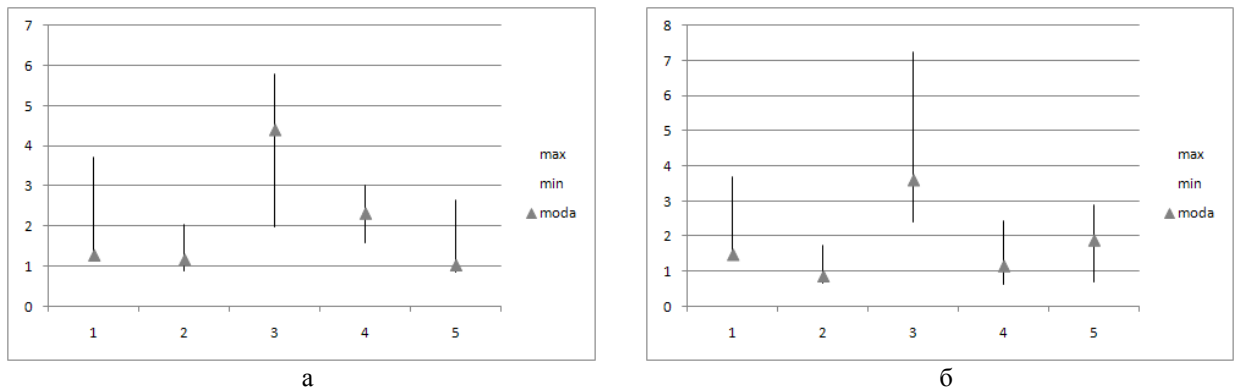


Рис. 5. Графики диапазонов и модовых значений оптических плотностей лба для пяти разных испытуемых, а – левая сторона лба, б – правая сторона лба. Ось Y – $U_{\text{выхфотоприемника}}$ в вольтах

Из графиков рис. 5 отчетливо видно, что значения оптических плотностей в одних и тех же участках у разных людей сильно отличаются. Это связано с различными анатомическими факторами. К примеру, в ходе данного опытного исследования было выявлено, что у людей с темным цветом волос сигнал гасится значительно сильнее, чем у людей со светлыми волосами. Так испытуемые 1 и 5 имели светлый цвет волос, а 2 и 4 – темный. Испытуемый 3 была девушка, в то время как испытуемые 1, 2, 4 и 5 были мужского рода, что также отразилось на общей картине оптических плотностей, ее показатель значительно больше. Так как основной вклад в поглощение излучения вносит черепная кость можно заключить, что у людей женского пола толщина черепной кости меньше, чем у представителей мужского пола.

Выводом к проделанной работе могут служить следующие утверждения: в снимаемых данных присутствуют нестабильности требующие значительного усреднения; используя матрично-площадное расположение источников и приемников можно отказаться от дифференциального метода съема основанного на симметричности правой и левой частей головы, и давать пространственные заключения о нахождении гематомы, но при таком методе съема необходимо обеспечивать хороший контакт между оптической частью устройства и кожей головы.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. D.A. Zimnyakov, V.V. Tuchin Optical tomography of tissues //Quantum Electronics. 2002, V.32(10), pp.849-867.
2. В.А. Серебряков опорный конспект лекций по курсу «Лазерные технологии в медицине». – СПб: СПбГУ ИТМО, 2009. – 266 с.
3. [Electronic resource]/The Infrascanner Model 1000. - access mode: <http://www.infrascanner.com/solutions/the-infrascanner-model-1000/>,(date of treatment 17/03/2016.).
4. [Electronic resource]/The Infrascanner Model 2000- access mode: <http://www.infrascanner.com/solutions/the-infrascanner-model-2000/>,(date of treatment 17/03/2016.).
5. S. Bressan, M. Daverio, F. Martinolli, D. Dona', F. Mario, I.P. Steiner, L. Da Dalt The use of handheld near-infrared device (Infrascanner) for detecting intracranial hamorrhages in children with minor head injury //Childs NervSyst, Nov 2013, V.30, pp 477-484.
6. [Electronic resource]/Near Infrared Technology. - access mode: <http://www.infrascanner.com/solutions/near-infrared-technology/>,(date of treatment 17/03/2016.).