

Gdański Uniwersytet Medyczny

Zakład Fizjologii Człowieka

Jesteś tutaj: Start > Przedmiot badań

Przedmiot badań

Pracownicy

Kontakt

Przedmiot badań

System do nieurazowego badania zmian szerokości przestrzeni podjąjczyńkowej oraz parametrów tętnienia wewnątrzczaszkowego służący wykrywaniu początkowej fazy obrzęku mózgu z wykorzystaniem transluminacji w bliskiej podczerwieni z rozpraszaniem zrotnym

Noninvasive method of assessment of the width of the subarachnoid space and parameters of cerebrovascular pulsation Near-Infrared Transillumination with Back-Scattering Sounding (NIR-T/BSS)

Pochodzenie nazwy transluminacji w bliskiej podczerwieni ze zrotnym rozpraszaniem (Near InfraRed -Transillumination/Back Scattering Sounding, NIR-T/BSS).

Takie określenie metody wydaje się najwłaściwsze ze względu na częściowe podobieństwo zjawisk optycznych do tych występujących w stosowanej niegdyś, a zarzuconej metodzie transluminacji („Transillumination”), służącej jakościowej ocenie stopnia wodogłowa u małych dzieci, a także ze względu na to, że w opracowanej metodzie mierzy się natężenie powracającego promieniowania rozproszonego („Back-scattering”) po jego wielokrotnym odbiciu i rozproszeniu („Scattering”) w penetrowanych przezeń tkankach głowy. W metodzie wykorzystujemy emiter podczerwieni E i dwa fotosensory: jeden położony bliżej źródła PS (ang. proximal sensor) i drugi, położony dalej DS (ang. distal sensor). Te elementy składają się na metodę badania (sondowania – „Sounding”) chwilowych i długookresowych zmian szerokości biologicznego kanału optycznego, jaki stanowi przestrzeń podjąjczyńkowa (subarachnoid space, SAS). Kluczowa rola zjawisk rozpraszania i rozpraszania zrotnego (back-scattering) dla powstawania sygnałów elektrycznych z poszczególnych sensorów, PS i DS oddanych w ściśle określonej odległości od źródła promieniowania, wymagała jej odzwierciedlenia w nazwie metody.

Badanie nieurazowe zmian zachodzących w mózgu jest trudne, ponieważ mózg znajduje się w zamkniętej puszcze kostnej czaszki. Wiele zmian chorobowych, np. udar mózgu, urazy mechaniczne, zatrucia itd., powodują jego obrzęk, jako odczyn na te zmiany. Jest to stan zagrożenia życia jeżeli nie zostanie odpowiednio wcześniej wykryty i leczony. Dotychczas jedyną metodą jego wykrywania i dynamicznego śledzenia tego zagrożenia polegała na nawierceniu kości czaszki i założeniu czujnika pomiaru ciśnienia wewnątrzczaszkowego. Pomiar ten stanowi jeden ze wskaźników narastania obrzęku. Zabieg taki niesie zawsze ryzyko powikłań, stanowi dodatkowe obciążenie chorego, a także może być wykonany jedynie w specjalistycznej klinice.

W celu zapewnienia dobrej „amortyzacji” mózgu jako ochrona naszej najważniejszej centrali zarządzającej i sterującej całym organizmem, jest on otoczony warstwą płynu zwanego płynem mózgowo-rdzeniowym. Płyn ten znajduje się pomiędzy powierzchnią mózgu a kością czaszki. Przestrzeń pomiędzy kością czaszki a mózgiem wypełniona tym płynem nosi nazwę przestrzeni podjąjczyńkowej (subarachnoid space – SAS). W chwili powstania obrzęku mózgu, polegającego na wzroście jego objętości, warstwa ta ulega stopniowemu zanikowi aż mózg zaczyna opierać się na wewnętrznych powierzchniach czaszki. Dochodzi do jego niedokrwienia na skutek ucisku naczyń krwionośnych wewnątrzczaszkowych, a to prowadzi do nieodwracalnych zmian. Dlatego uchwycenie rozpoczynającego się obrzęku jest takie ważne. W naszej metodzie opieramy się na analizie szerokości tej przestrzeni płynowej i uzyskujemy informację, kiedy ona zanika. Opracowana nowa metoda pozwala na wczesne wykrycie obrzęku mózgu, we wcześniejszej fazie niż metoda urazowa, jak również monitorowanie skuteczności zastosowanego leczenia w sposób całkowicie nieurazowy.

Metoda transluminacji w bliskiej podczerwieni z rozpraszaniem zrotnym (Near-InfraRed Transillumination with Back-Scattering Sounding, NIR-T/BSS) jest metodą nową w skali światowej, i służy do jednoczesnego badania zmian szerokości przestrzeni podjąjczyńkowej (SAS) oraz amplitudy tętnienia wewnątrzczaszkowego. Obrzęk mózgu powoduje ucisk wewnątrzczaszkowych naczyń krwionośnych, co w naszej metodzie jest rejestrowane jako zanik tętnienia. Jednocześnie zmniejszenie szerokości przestrzeni podjąjczyńkowej jest rejestrowane jako zmiana wartości jednego z obrazowanych parametrów. Dotychczas na świecie nie opracowano żadnej metody umożliwiającej jednoczesne monitorowanie obu tych wskaźników homeostazy wewnątrzczaszkowej. Zastosowana w tej metodzie technologia, wykorzystująca promieniowanie z zakresu bliskiej podczerwieni (Near Infra Red – NIR), jest całkowicie bezpieczna zarówno dla pacjenta, jak i dla personelu medycznego wykonującego badanie. Nieinwazyjność metody NIR-T/BSS oraz możliwość utrzymania niezmiennych warunków rejestracji sygnałów nawet podczas długotrwałego monitorowania stanowią jej niewątpliwie zalety w kontekście jej zastosowania w warunkach klinicznych.

Wszystkie uzyskane dotychczas dane modelowe, eksperymentalne pochodzące z badań na zwierzętach oraz na zdrowych ochotnikach oraz kliniczne wskazują jednoznacznie na możliwość szerokiego wykorzystania metody transluminacji w bliskiej podczerwieni z rozpraszaniem zrotnym (NIR-T/BSS) w klinikach o różnych specjalizacjach klinicznych czy podanych poniżej przykładowych zastosowaniach:

- Intensywny nadzór neurologiczny (stroke – udary mózgu),
- Chirurgia urazowa (urazy głowy) w celu wykrywania początkowej fazy obrzęku mózgu, bądź śledzenie skuteczności jego leczenia,
- Wykonywania celowanych badań np. CT w chwili, kiedy dochodzi do zmian zapisów w metodzie NIR-T/BSS (pozwoli to na ograniczenie liczby badań i lepszy dobór momentu ich wykonania, co prowadzi do znacznych oszczędności),
- Wstępna diagnostyka u osób nieprzytomnych (np. podczas upojenia alkoholowego), czy nie doszło do urazu głowy z powikłaniami,
- Monitorowanie skuteczności leczenia lekami aktywnymi naczyniowo,
- Podczas monitorowania zabiegów udrażniania tętnic szynnych (endarterektomi) w celu uzyskania odpowiedzi czy istnieje krążenie oboczne lub czy nie doszło do hiperperfuzji po zabiegu,
- Obiektywizacja bólów głowy (faza naczyniowa, skurczowa bądź rozkurczowa) i na tej podstawie dobranie odpowiedniego leczenia,
- Neurochirurgia (krwiaki, zespoły nadciśnienia śródczaszkowego, guzy mózgu),
- Psychiatria np. monitorowanie elektrowstrząsów,
- Kardiologia (monitorowanie homeostazy wewnątrzczaszkowej) podczas zabiegów kardiologicznych, np. podczas zabiegów pomostowania tętnic wieńcowych (coronary artery by-pass grafting – CABG), przeprowadzanych z zastosowaniem krążenia pozaustrojowego
- Monitorowania wszystkich zabiegów operacyjnych, w których może dojść do zaburzeń ukrwienia mózgu, pozwoli to na bezpieczniejsze prowadzenie znieczulenia ogólnego,
- Badania prostym testem (pochylenia głowy) rezerwy objętości mózgu oraz
- do badań z zakresu fizjologii i patofizjologii:
- w eksperymentach ostrych i chronicznych na zwierzętach,
- w eksperymentach na ochotnikach,
- do badań z zakresu fizjologii klinicznej na zdrowych ochotnikach i pacjentach (ocena homeostazy np. w próbie Valsalvy, pracy statyczne) itd.)
- do celów diagnostycznych w wielu dziedzinach klinicznych.

Uzyskane wyniki pozwalają także przypuszczać, że wykorzystanie metody NIR-T/BSS u pacjentów np. z urazami głowy może przyczynić się do optymalizacji wykonywania takich badań diagnostycznych jak badanie metodą tomografii komputerowej, bądź metoda rezonansu magnetycznego, z jednej strony wskazując dodatkowo ważny moment, w którym warto wykonać takie badanie, czyli poprawiając bezpieczeństwo pacjenta, a z drugiej strony zapobiegając wykonaniu takiego badania bez istotnej potrzeby (przy braku dynamiki zmian w metodzie NIR-T/BSS). Pozwała to w sposób istotny na ograniczenie kosztów procesu diagnostycznego i monitorowania stanu pacjenta.

Dodatkowe atuty metody NIR-T/BSS stanowią: możliwość wykonywania badania przy łożu chorego oraz niski koszt badania tą metodą. Aparat jest niewielki, zasilany bateryjnie i możliwy do zastosowania nawet w karetce pogotowia czy domu chorego.

Do niewątpliwych innych walorów metody należy też:

- prostota stosowania praktycznie w każdych warunkach,
- możliwość długookresowej rejestracji, a zatem możliwość monitorowania szerokości zmian przestrzeni podjąjczyńkowej i amplitudy tętnienia wewnątrzczaszkowego bez szkody dla pacjenta,
- zastosowanie nowoczesnego oprogramowania, pozwalającego na wiele analiz on line rejestrowanych przebiegów.

Nasza metoda została opublikowana w wielu prestiżowych i recenzowanych czasopiśmiech o zasięgu ogólnosiwiatowym. Posiada ona dwa patenty i zgłoszenie międzynarodowe PCT.

Literatura:

1. Frydrychowski A.F. Subarachnoidal Space Monitoring System. World Intellectual Property Organization WO 96/25876, PCT/PL95/00018, Geneva, 1995b.
2. Frydrychowski A.F., Kaczmarek J., Juzwa W., Rojewski M., Pluciński J., Gumiński W., Kwiatkowski Cz., Lass P., Bandurski T. Near-InfraRed-transillumination (NIR-TI) – a New Non-invasive Tool for Exploration of Intracranial Homeostasis and Monitoring of Its Impairments. Biocybernetics and Biomedical Engineering 1999a; Vol.19, Number 2: 99-108.
3. Frydrychowski A.F., Gumiński W., Kaczmarek J., Lass P., Rojewski M., Juzwa W., Bandurski T. Detection of hypercapnia-induced changes in amplitude of cerebrovascular pulsation in humans with non-invasive technique of near-infrared Transillumination. J. Physio Pharmacol 1999b; 50 (Suppl.1):138.
4. Frydrychowski A.F., Rojewski M., Gumiński W., Kaczmarek J., Juzwa W. Application of transillumination quotient for monitoring of the instantaneous width of the subarachnoid space. Opto-Electronics Review 2001a; 9 (4): 403-411.
5. Frydrychowski A.F., Rojewski M., Gumiński W., Kaczmarek J., Juzwa W. Near infrared transillumination-back scattering (NIRT-BS) – a new method for non-invasive monitoring of changes in width of subarachnoid space and magnitude of cerebrovascular pulsation. Opto-Electronics Review 2001b, 9(4): 397-402.
6. Frydrychowski A.F., Rojewski M., Gumiński W. Spectral analysis of mechanical and respiratory influences on width of subarachnoid space assessed with non-invasive method of near-infrared transillumination/back scattering sounding. Opto-Electronics Review. 2002a; 10 (2): 151-157.
7. Frydrychowski A.F., Rojewski M., Gumiński W. Monitoring of subarachnoid space and cerebrovascular pulsation with near-infrared transillumination/back scattering – new aspects of the method. Opto-Electronics Review 2002b; 10 (3): 175-184.
8. Frydrychowski A.F., Gumiński W., Rojewski M., Kaczmarek J., Juzwa W. Technical foundation for non-invasive assessment of changes in the width of the subarachnoid space with near-infrared transillumination-back scattering sounding (NIR-TBSS). IEEE Trans Biomed Engin 2002d; 49 (8): 887-904.
9. Pluciński J, Frydrychowski AF, Kaczmarek J, Juzwa W. Theoretical foundations for noninvasive measurement of variations in the

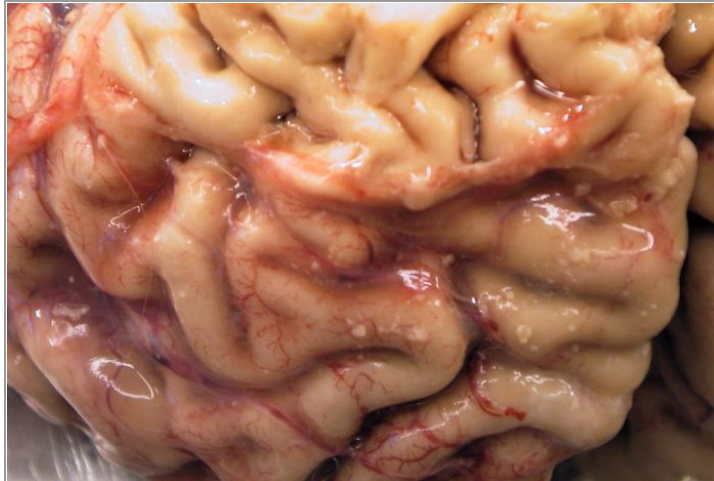
- width of the subarachnoid space. Journal of Biomedical Optics 2000; Vol5. No.3: 291-306
10. Pluciński J., Frydrychowski A.F. Verification with Numeric Modelling of Optical Measurement of Changes in the Width of the Subarachnoid Space. Biocybernetics and Biomedical Engineering 1999; Vol.19, Number 4: 111-126.
 11. Frydrychowski A.F. Pomiar transluminacji z rozpraszaniem zwrotnym (NIR-T/BSS): nowa, nieinwazyjna metoda badania zmian szerokości przestrzeni podpajęczynówkowej oraz parametrów tętnienia wewnątrzczaszkowego. Rozprawa habilitacyjna. Annales Academię Medicæ Gedanensis. Tom XXV, 2005, suplement 7, 1-224.
 12. Pluciński J., Frydrychowski A.F. New aspects in assessment of changes in width of subarachnoid space with near-infrared Transillumination/backscattering sounding, part 1: Monte Carlo numeric modeling. Journal of Biomedical Optics. 2007; 12(4): 1-10
 13. Frydrychowski A.F. Pluciński J. New aspects in assessment of changes in width of subarachnoid space with near-infrared Transillumination/backscattering sounding, part 2: clinical verification in the patient. Journal of Biomedical Optics. 2007; 12(4): 10-16

Ponadto opracowanie tego systemu otrzymało szereg nagród na międzynarodowych wystawach wynalazczości

- Złoty medal z wyróżnieniem na wystawie – Brussels Eureka 97, za Systeme pour le monitoring non-invasif de l' espace du cerveau et de la pulsation cerebro-vasculaire,
- Nagroda specjalna flamandzkiego Ministra Finansów, Budżetu i Polityki Zdrowotnej na 46 Wystawie Brussels Eureka 97, za Systeme pour le monitoring non-invasif de l' espace du cerveau et de la pulsation cerebro-vasculaire
- Grand Prix na I Międzynarodowej Wystawie Wynalazków INNOWACJE 98, za System do nieinwazyjnego monitorowania zmian objętości mózgu,
- Złoty medal na wystawie -26 Salon International Des Inventions – Geneve 98, za System pour le monitoring non-invasif du volume du cerveau,
- List gratulacyjny od Przewodniczącego Komitetu badań Naukowych (min. Andrzeja Wiszniewskiego) w 1999r. za opracowanie Systemu do nieinwazyjnego monitorowania

Opis metody transluminacji w bliskiej podczerwieni z rozpraszaniem zwrotnym Near-Infrared Transillumination with Back-Scattering Sounding (NIR-T/BSS)

Pomiędzy wewnętrzną powierzchnią czaszki a pofalowaną powierzchnią mózgu znajduje się warstwa płynowa, wypełniona płynem mózgowo-rdzeniowym zwana przestrzenią podpajęczynówkową (SAS). Warstwa ta jest dobrze widoczna po zdjęciu kości czaszki co widać na poniższym rysunku.

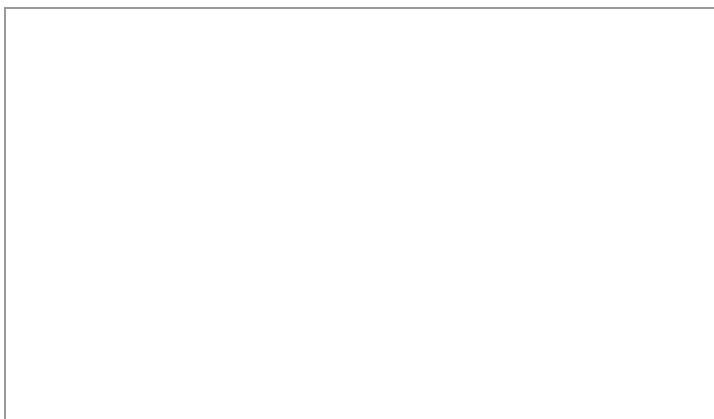


Powierzchnia mózgu okolicy czołowej, z widocznymi bruzdami, w których znajduje się płyn mózgowo-rdzeniowy. Pod częściowo odsłoniętą oponą pajęczą (górną strzałką), przylegającą bezpośrednio do kości czaszki, znajduje się przestrzeń SAS – strzałki poniżej (nad tą okolicą, na powierzchni skóry głowy, umieszczane są sensory używane w metodzie NIR-T/BSS). Zdjęcie ze zbiorów własnych autora.

Z wcześniejszych badań wynika, że promieniowanie w bliskiej podczerwieni dobrze przenika przez struktury anatomiczne głowy (skórę, kość, płyn mózgowo-rdzeniowy). Jest to tak zwane okno fizjologiczne dla tej długości fali. Dlatego promieniowanie w bliskiej podczerwieni jest również wykorzystywane w innych metodach np. oksymetrii mózgu czy fotodynamicznej metodzie leczenia.

Jeżeli przyłożymy emiter takiego promieniowania do głowy to będzie ono wnikało w głąb czaszki i po odbiciu od powierzchni mózgu możemy je zarejestrować czujnym detektorem (sensorem) umieszczonym w pewnej odległości od emitera. Nie może on być umieszczony zbyt daleko ponieważ wraz ze zwiększeniem odległości maleje natężenie rejestrowanego promieniowania. Schemat przyłożenia poszczególnych czujników z rozchodzeniem się wiązki promieniowania podczerwonego, przedstawia rysunek poniżej.

Uproszczony schemat rozchodzenia się wiązki promieniowania podczerwonego przedstawia poniższy schemat.



Uproszczony schemat rozchodzenia się promieniowania podczerwonego od źródła (E) do sensorów: bliższego (PS) i dalszego (DS); literami greckimi oznaczono współczynniki przenikania promieniowania podczerwonego w miejscach oznaczonych strzałkami. Przekrój horyzontalny czaszki: 1 – skóra; 2 – kość czaszki; 3 – SAS; 4 – mózg.

Jeżeli umieścimy detektor (PS) bardzo blisko emitera (E) to zarejestruje on głównie odbite i rozproszone światło od skóry, kości i powierzchni mózgu znajdującej się bezpośrednio pod emiters. Jeżeli umieścimy drugi detektor (DS) w pewnej ściśle określonej odległości od emitera to zarejestruje on dodatkowo promieniowanie – oprócz odbitego i rozproszonego od skóry i kości, które przejdzie przez warstwę płynu mózgowo-rdzeniowego (SAS) znajdującą się pod kością czaszki. Przestrzeń SAS tworzy rodzaj optycznego kanału (duktu) przez który przechodzi promieniowanie odbijane pomiędzy powierzchnią mózgu a powierzchnią kości czaszki i rozchodzące się w nim na boki. Schematycznie drogi propagacji wiązki promieniowania podczerwonego (NIR) i jej dynamiczne zmiany pod poszczególnymi sensorami (bliższym – PS i dalszym – DS) w czasie skurczu i rozkurczu serca, przedstawia poniższy rysunek.



Faza skurczu serca

Faza rozkurczu serca

Uproszczony schemat wpływu poszczególnych faz ewolucji serca na rozchodzenie się promieniowania NIR w tkankach okolicy czołowej głowy. 1 – skóra (gęstość kropek imituje ilość krwi znajdującej się w skórze); 2 – kość; 3 – SAS – przestrzeń podpajęczynówkową (od strony kości znajduje się opona pajęczka, pod którą są zlokalizowane naczynia i płyn mózgowo-rdzeniowy); 4 – powierzchnia mózgu pokryta oponą miękką. Grubością linii przedstawiających drogi propagacji NIR wyrażono względne gęstości mocy NIR propagowanego wzdłuż tych dróg. E – emiter, PS – sensor bliższy, DS – sensor dalszy.

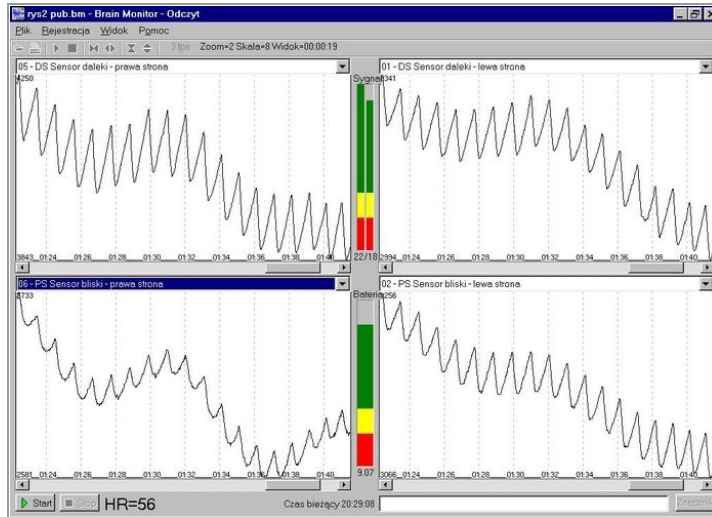
Promieniowanie NIR na drodze od źródła (E) do sensorów (bliższego PS i dalszego DS), rejestrujących powracającą wiązkę promieniowania, ulega modulacji w dwóch miejscach: przechodząc przez skórę oraz przez SAS, który stanowi nasz kanał optyczny dla NIR. Modulację w kości należy pominąć, ponieważ dla danego osobnika tłumienia promieniowania NIR dla kości są wartością stałą. Przechodząc przez skórę, promieniowanie NIR ulega pulsacyjnej modulacji amplitudy związanej z akcją serca. Synchronicznie ze skurczem i rozkurczem serca w naczyniach krwionośnych pod sensorami pojawia się raz więcej, a raz mniej krwi.

Z przeprowadzonych badań własnych wiadomo, że krew bardzo silnie tłumia promieniowanie NIR, co oznacza, że jeżeli krwi w skórze jest więcej to następuje większe tłumienie NIR, a jeżeli mniej, to tłumienie jest mniejsze. W fazie skurczu serca zwiększenie wypełnienia krwią naczyń skórnych prowadzi zatem do zwiększenia stopnia tłumienia promieniowania penetrującego skórę i zmniejszenia ilości promieniowania docierającego do sensorów. Natomiast w fazie rozkurczu serca, gdy wypełnienie naczyń krwią się zmniejsza, tłumienie NIR w skórze również się zmniejsza, a ilość promieniowania docierającego do sensorów ulega zwiększeniu. Drugim miejscem, gdzie promieniowanie ulega modulacji, jest SAS. Pulsacja dużych wewnątrzczaszkowych naczyń krwionośnych znajdujących się na podstawie czaszki, powoduje zmiany szerokości SAS zgodnie z cyklicznymi zmianami wypełnienia wewnątrzczaszkowych naczyń krwionośnych w cyklu sercowym. Przyrost objętości krwi w naczyniach w fazie skurczu serca powoduje zmniejszenie przestrzeni płynowej SAS (stanowiącej opisany dukt optyczny), co sprawia, że ilość promieniowania docierająca od emitera do sensorów ulega zmniejszeniu. Zmniejszenie to dotyczy głównie sensora dalekiego, ponieważ to on rejestruje komponentę przechodzenia promieniowania przez SAS. Sytuacja odwrotna zachodzi podczas rozkurczu serca. Zapadnięte naczynia wewnątrzczaszkowe powodują poszerzenie SAS a zatem więcej promieniowania przechodzi przez SAS i wzrasta siła sygnału na sensorze dalszym. Warto zwrócić uwagę na synchroniczny wpływ zmian wypełnienia krwią naczyń skórnych oraz zmian szerokości SAS na ilość promieniowania odbieranego przez sensory bliższy i dalszy. W czasie skurczu serca, zostaje w tkance pewna objętość krwi do naczyń wewnątrzczaszkowych powodując tym zmniejszenie szerokości SAS na skutek jednoczesowego wypchnięcia takiej samej objętości płynu mózgowo-rdzeniowego z wnętrza czaszki do kanału rdzenia kręgowego.

Aby zarejestrować zmiany zachodzące wewnątrzczaszkowo musimy uzyskać czysty sygnał z wnętrza czaszki (praktycznie zarejestrować zmiany natężenia promieniowania zachodzące w SAS, a więc tętnienie związane z akcją serca, czy oddychaniem i wolne zmiany jej szerokości, związane np. ze zmianą objętości mózgu na skutek obrzęku). Pozostaje jednak problem jak pozbyć się dominującego w zapisie „paszytycznego” bardzo silnego wpływu przepływu skórniego. Bez jego eliminacji nie ma możliwości analizy zmian wiązki promieniowania dochodzącego tylko spod czaszki. W celu wyeliminowania wpływu przepływu skórniego zastosowaliśmy tzw. iloraz transmunicacji (TQ), uzyskując go poprzez dzielenie wartości sygnału z sensora dalszego (DS) przez wartości sygnału z sensora bliższego (PS). Zakładamy, że przepływ skórny pod obydwoma sensorami jest taki sam (odległość pomiędzy nimi wynosi parę centymetrów i regulacja krwi w skórze na tak małej odległości, można założyć, że jest identyczna). Dzielenie dwa sygnały zawierające identyczne modulacje pochodzenia skórniego otrzymujemy sygnał pozbawiony tej modulacji. Modulacja wprowadzana przez składową pochodzącą z kanału SAS, obecna niemal wyłącznie w sygnale z sensora dalekiego, pozostaje jedynym źródłem modulacji ilorazu TQ. Zatem w naszej metodzie, sensor bliższy służy nam tylko do uzyskania wartości referencyjnej przepływu skórniego po to, aby po podzieleniu wyodrębnić sygnał pozbawiony komponenty skórnej, czyli interesujący nas sygnał pochodzący z SAS. Poprzez dalszą odpowiednią obróbkę sygnału możemy wyodrębnić z niego fałę tętna związaną z akcją serca, fałę związaną z oddechem oraz wartość sygnału związanego z powolnymi zmianami szerokości SAS. Wartości te nazwalimy odpowiednio:

- składową sercową (cardiac component; ccTQ) – rejestrujemy akcję serca
- składową „podsercową” (subcardiac component; scdTQ) – rejestrujemy częstotść oddechu
- składową wolną TQ – rejestrujemy zmiany objętości mózgu np. podczas jego obrzęku

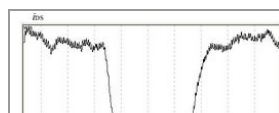
Przykład zapisu z sensora bliższego (PS) i dalekiego (DS) przedstawia rysunek poniżej.

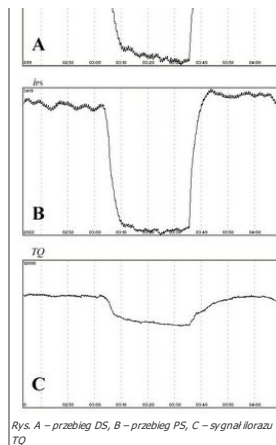


Na tych zapisach nie widać żadnej różnicy z rejestracji PS i DS. Oznacza to, że przepływ skórny jest dominujący i nie da się ocenić komponenty wewnątrzczaszkowej. Dopiero podzielenie tych sygnałów, eliminujących przepływ skórny, pozwala na uwidocznienie interesującej nas komponenty. Zapis taki ilustruje rysunek poniżej.



Na tak uzyskanym zapisie możemy wyróżnić składową sercową widoczną jako załamki odpowiadające częstotści akcji serca. Na całość zapisu nakładą się wolniejsza fala związana z oddechem. Po odpowiedniej obróbce sygnału można jeszcze uzyskać bardzo wolną komponentę związaną z wolnymi ruchami SAS. Taki zapis ilustruje poniższy rysunek.





Rys. A – przebieg DS, B – przebieg PS, C – sygnał ilorazu TQ

Gdybyśmy z takiego zapisu wykonali transformatę fourierowską to uzyskamy podstawowy prążek odpowiadający częstości akcji serca oraz drugą i trzecią harmoniczną. Harmoniczne te opisują kształt krzywej ilorazu TQ. Wykonanie takiej analizy ma sens ponieważ proporcje pomiędzy harmonicznymi dla danego kształtu są stałe. Pozwala to na porównanie krzywej u różnych pacjentów, różniących się grubością kości czaszki. Czyli metoda ta pozwala ominąć indywidualny wpływ grubości czaszki na zapis, ponieważ wysokości tych pochodnych będą u różnych pacjentów różne lecz stosunek harmonicznym do siebie będzie stały.

A co będzie jak obrzęk mózgu będzie dalej postępował? Doprowadzi do zaniku SAS. Wtedy to sensor daleki nie zarejestruje tętnienia pochodzącego z SAS, ponieważ brak kanału optycznego skutkuje zanikiem promieniowania rejestrowanego przez ten sensor. Dopiero w tym momencie rozpocznie się wzrost ciśnienia śródczaszkowego dający się zarejestrować zaobcy czujnikami wewnątrzczaszkowymi. W tym czasie mogą zacząć pojawiać się pierwsze objawy kliniczne wzrostu ciśnienia wewnątrzczaszkowego (ICP).

Zdjęcie aparatu i sensorów



Widok ogólny prototypowego aparatu wraz z sensorami. Przed aparatem znajduje się zestaw nadawczo-odbiorczy w postaci opaski zakładanej na głowę.

Autorzy metody:

- Andrzej Frydrychowski – Gdański Uniwersytet Medyczny, Zakład Fizjologii Człowieka
- Wojciech Gumiński – Politechnika Gdańska, Wydział Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki, Katedra Teleinformatyki
- Mirosław Rojewski – Politechnika Gdańska, Wydział Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki, Katedra Sieci Teleinformatycznych
- Jerzy Płuciński – Politechnika Gdańska, Wydział Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki, Katedra Optoelektroniki i Systemów Elektronicznych

do góry