



Prace doktorantów Wydziału Elektrotechniki i Informatyki Politechniki Lubelskiej

Wybrane zagadnienia z zakresu elektrotechniki
i inżynierii biomedycznej

redakcja
Róża Dzierżak
Żaklin Maria Grądz

Lublin 2018

MONOGRAFIE

Prace doktorantów Wydziału
Elektrotechniki i Informatyki Politechniki
Lubelskiej

Wybrane zagadnienia z zakresu elektrotechniki
i inżynierii biomedycznej

WDWEI



Politechnika Lubelska
Wydział Elektrotechniki i Informatyki
ul. Nadbystrzycka 38 A
20-618 Lublin

Prace doktorantów Wydziału Elektrotechniki i Informatyki Politechniki Lubelskiej

Wybrane zagadnienia z zakresu elektrotechniki
i inżynierii biomedycznej

pod redakcją
Róży Dzierżak
Żaklin Marii Grądz



Wydawnictwo Politechniki Lubelskiej
Lublin 2018

XX Jubileuszowe Warsztaty Doktoranckie WEil PL

2-3 lutego 2018

dr hab. Tomasz Zientarski, prof. PL – Przewodniczący Komitetu Naukowego
dr hab. inż. Jerzy Montusiewicz, prof. PL – Wiceprzewodniczący Komitetu
prof. dr hab. inż. Piotr Kacejko – Rektor PL
dr hab. inż. Anna Halicka, prof. PL – Prorektor ds. współpracy z otoczeniem
społeczno-biznesowym
dr hab. inż. Paweł Drożdżel, prof. PL – Prorektor ds. studenckich
prof. dr hab. inż. Henryka Stryczewska – Dziekan WEil
dr hab. inż. Wojciech Jarzyna, prof. PL – Kierownik Studiów Doktoranckich
prof. dr hab. inż. O. Hotra
prof. dr hab. M. Kosmulski
prof. dr hab. inż. J. Sikora
prof. dr hab. inż. A. Wac-Włodarczyk
prof. dr hab. inż. W. Wójcik
dr hab. inż. H. Banach, prof. PL
dr hab. inż. D. Czerwiński, prof. PL
dr hab. inż. R. Goleman, prof. PL
dr hab. E. Jartych, prof. PL
dr hab. inż. P. Kisała, prof. PL
dr hab. inż. J. Kolano, prof. PL
dr hab. inż. P. Miller, prof. PL
dr hab. inż. J. Partyka, prof. PL
dr hab. inż. J. Pawłat, prof. PL
dr hab. inż. J. Sikora, prof. PL
dr hab. inż. P. Surdacki, prof. PL
dr hab. inż. P. Węgierek, prof. PL
dr hab. P. Żukowski, prof. PL

Recenzenci

prof. dr hab. inż. P. Kacejko
dr hab. inż. P. Miller, prof. PL
prof. dr hab. inż. O. Hotra
dr hab. inż. T. Kołtunowicz, prof. PL
dr hab. inż. J. Kolano, prof. PL
dr inż. J. Szulżyk-Cieplak
dr inż. W. Surtel

Redakcja nie odpowiada za treści zawarte w publikacji

Publikacja wydana za zgodą Rektora Politechniki Lubelskiej

© Copyright by Politechnika Lubelska 2018

ISBN: 978-83-7947-328-1

Wydawca: Wydawnictwo Politechniki Lubelskiej
ul. Nadbystrzycka 36C, 20-618 Lublin
tel. (81)538-46-59,
www.biblioteka.pollub.pl

Spis treści

<i>Magdalena Michalska</i> Wielowarstwowe modele ludzkiej skóry	7
<i>Magdalena Michalska</i> Parametry i właściwości optyczne skóry	19
<i>Katarzyna Baran</i> Rozpoznawanie emocji za pomocą technologii: elektroencefalografia (EEG), motion capture i wirtualna rzeczywistość (VR).....	32
<i>Magdalena Michalska</i> Wybrane metody segmentacji obrazów medycznych	47
<i>Róża Dzierżak</i> Zastosowanie deep learningu w analizie obrazów medycznych	59
<i>Magdalena Michalska</i> Atlas mózgu we wspieraniu działań diagnostycznych i neurochirurgicznych	70
<i>Magdalena Michalska</i> Modele układu krwionośnego człowieka	80
<i>Magdalena Michalska</i> Wykorzystanie spektroskopii w badaniach nad tkankami	92
<i>Dawid Zarzeczny</i> Kondensatory grzebieniowe z miedzi do badania parametrów elektrycznych komórek	104
<i>Dawid Zarzeczny</i> Kondensatory grzebieniowe z tytanu do monitorowania wzrostu komórek	112
<i>Żaklin Maria Grądz, Joanna Styczeń</i> Wybrane problemy diagnostyki procesu spalania z wykorzystaniem sztucznych sieci neuronowych	120
<i>Joanna Styczeń, Danuta Barnat-Hunek, Arkadiusz Urzędowski</i> Analiza właściwości fizycznych hydrofobizowanych lekkich zapraw z dodatkiem zeolitu	130
<i>Rafał Kwoka, Janusz Kozak, Michał Majka</i> Badania rezystancji połączeń taśm HTS 2G stosowanych w nadprzewodnikowych ogranicznikach prądów zwarciovych	142

Wielowarstwowe modele ludzkiej skóry

1. Wstęp

Spektrofotometria jest obiecującym narzędziem do nieinwazyjnego badania właściwości optycznych ludzkiej skóry. Na podstawie analizy widm spektrofotometrycznych można opisać transport światła przez tkanki dla każdej warstwy ludzkiej skóry i używając modeli matematycznych przedstawić jej właściwości optyczne. Wyznacza się również transmitancję, współczynniki absorpcji, rozproszenia i załamania światła oraz koncentrację wybranych elementów budujących.

W celu uproszczenia i dokładniejszego poznania ludzkiej skóry przedstawiana jest ona za pomocą różnego rodzaju modeli. Na początku stworzono proste modele jednowarstwowe. Kolejnym krokiem były modele dwuwarstwowe, gdzie analizowano warstwy naskórka i skóry z jednorodnym rozkładem krwi. Naukowcy zajmowali się wielowarstwowymi modelami, rozbudowano pięciowarstwowy model skóry dodając warstwę podskórną pod faktycznym modelem. Baranoski i Krishnaswamy [1] badali pięciowarstwowy model pod kątem pigmentacji skóry. Bardziej złożony model skóry uwzględniał z kolei sześć warstw. Siedmiopoziomowy model i symulację odbicia spektralnego skóry opracowali Meglinski i Matcher [2]. Jednak ich algorytm przyjmuje niezależny od długości fali współczynnik rozproszenia i parametr rozpraszania anizotropii, a zatem jest nadal niezadowolający dla realistycznej symulacji spektrum widmowego skóry [3,4]. Badania spektrofotometryczne dostarczają wielu informacji na temat zawartości wody, melaniny, tłuszczu, bilirubiny, keratyny oraz beta karotenu. W skórze współczynniki absorpcji są różne dla każdego ze składników ludzkiej skóry i zależą od długości fali użytej w badaniach. Najczęściej określanymi są współczynniki absorpcji melaniny, oksy- i deoksyhemoglobiny [5].

Niniejsza praca zawiera przegląd dostępnych obecnie modeli wielowarstwowych skóry począwszy od struktur dwuwarstwowych do rozbudowanych modeli dziewięciowarstwowych.

2. Model dwuwarstwowy

Naukowcy w różny sposób starają się zinterpretować zachodzące w skórze zjawiska optyczne. W pracy [6] przedstawiony został model określający skórę

* magdalena.michalska@pollub.edu.pl, Instytut Elektroniki i Technik Informacyjnych, Wydział Elektrotechniki i Informatyki, Politechnika Lubelska

jako płaszczyznę równoległą posiadającą dwie warstwy, które są zasadniczo różne pod względem składu i optycznych właściwości. Górną warstwą jest naskórek (epidermis) o grubości 50–150 μm . Kolejna niższa warstwa to skóra właściwa (dermis), która pod względem optycznym jest uważana za nieskończenie gruby element. Współczynniki pochłaniania objętościowego epidermy k_e i dermis k_d są symulowane jako kombinacje liniowe współczynników absorpcji bezkrwistej tkanki k_t [7], melaniny k_m [8] i krwi k_{bl} . W modelu uwzględniona została również zawartość objętościowa melaniny w naskórku $f_m = 0,5\text{--}20\%$, zawartość objętościowa naczyń krwionośnych w skórze właściwej (dermisie) $f_{bl} = 0,2\text{--}7\%$ i korekta α uwzględniająca wpływ zmiany absorpcji światła przez naczynia krwionośne [9, 10].

$$k_e(\lambda) = f_m k_m(\lambda) + (1 - f_m) k_t(\lambda) \quad (1)$$

$$k_d(\lambda) = \alpha f_{bl} k_{bl}(\lambda) + (1 - f_{bl}) k_t(\lambda) \quad (2)$$

Współczynnik absorpcji krwi k_{bl} może być reprezentatywny jako suma współczynników absorpcji oksyhemoglobiny i deoksyhemoglobiny.

W pracy [3] zastosowany model skóry jest odwrotny do wcześniej opisanego przez Spotta [11], Randeberga [12–13] oraz Svaasanda [14]. Składa się on z dwóch płaskich warstw. Pierwsza warstwa reprezentuje naskórek (epidermis). To warstwa o skończonej grubości zawierająca melaninę i niewielką ilość krwi. Krew jest dodawana do warstwy naskórka w celu skorygowania zmian głębokości brodawek. Druga warstwa jest jednorodną warstwą skórną zawierającą krew i inne chromofory równomiernie rozmieszczone w całej objętości.

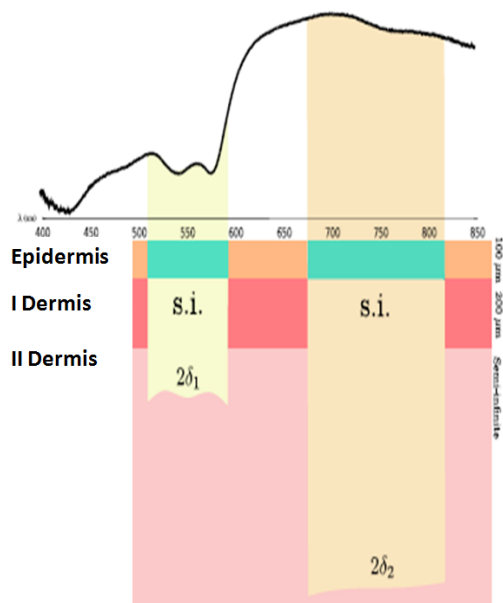
Zastosowany model absorpcji melaniny [11] jest podany jako:

$$\mu_{a,m}(\lambda) = \mu_{a,m,694} \left(\frac{\lambda}{694 \text{ nm}} \right)^{-3,46} \quad (3)$$

Zawartość melaniny oznaczana jest jako absorpcja melaniny przy długości fali 694 nm, absorpcja we krwi powstaje z odtlenionych i utlenionych hemoglobin [15–16]. Zależy także od frakcji objętości krwi (BVF) i nasycenia tlenem. W modelu widma absorpcyjne są mnożone przez ich objętościowe frakcje i zsumowane, aby uzyskać całkowitą długość fali zależną od współczynnika absorpcji skórnej, $\mu_{a,d}(\lambda)$.

Na Rys. 1 przedstawiony został dwuwarstwowy model skóry nałożony na model trójwarstwowy. Dwuwarstwowy model skóry jest zbliżony do właściwości wielu niejednorodnych warstw. Uwzględniona została warstwa (s.i.), w której dystrybuowane są właściwości pochodne równomiernie w całej warstwie.

Składowe odbicia rozproszonego widma zawierają informacje o różnych głębokościach penetracji promieni świetlnych przez skórę [17].



Rys. 1. Model dwuwarstwowy skóry

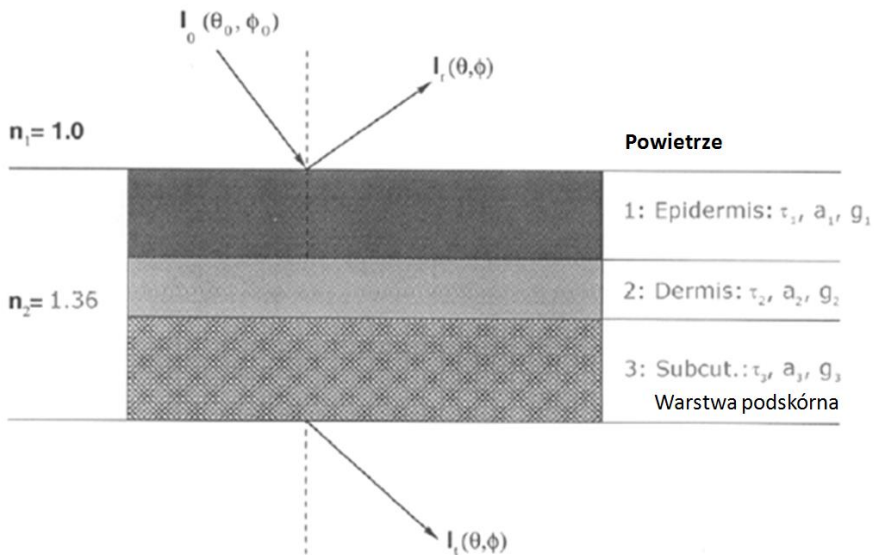
Źródło: Bjorgan A., Milanic M., Randeberg L.L., Estimation of skin optical parameters for real-time hyperspectral imaging applications, *Journal of biomedical optics*, 19(6), 2014.

Model przedstawia również wybrane przedziały dopasowania: 510–590 i 690–820 nm. Światło penetruje bardziej powierzchownie przy krótszych falach z powodu wysokiej absorpcji hemoglobiny i melaniny [18–20]. Autor modelu określił jako typowe średnie głębokości penetracji optycznej przez skórę właściwą na około 200 μm dla 510–590 nm i ponad 500 μm dla 690–820 nm. Ustalonymi parametrami w wybranym modelu skóry są współczynniki rozproszenia grubości warstw (100 μm dla naskórka).

3. Modele trójwarstwowe

Skóra ludzka jest strukturą wielowarstwową, może być podzielona na dwie warstwy: naskórek i skórę właściwą. Poniżej skóry właściwej stwierdzono podskórną warstwę tłuszczu. Naskórek może być dalej podzielony na kilka podwarstw. Wśród nich wyróżnia się: warstwę rogową, lucidum, warstwę ziarnistą, spinosum i germinativum.

Sposób, w jaki skóra odbija i przepuszcza światło o różnej barwie czy długości fal są określone przez nieodłączne właściwości optyczne warstwy skóry. Każda z tych warstw ma różne wrodzone właściwości optyczne, głównie ze względu na różnice w stężeniu melaniny, krwi i keratyny. Własne właściwości optyczne konkretnej warstwy można przedstawić za pomocą zestawu liczb. Należą do nich głębokość optyczna, pojedyncze rozproszenie albedo, znormalizowana funkcja rozproszenia objętości. Wszystko zależy od długości fali. Głębokość optyczna warstwy (τ na rys. 2) jest zintegrowana współczynnikiem tłumienia wiązki prostopadłej do tej warstwy. Światło może zostać osłabione przez absorpcję lub rozproszone w innym kierunku.



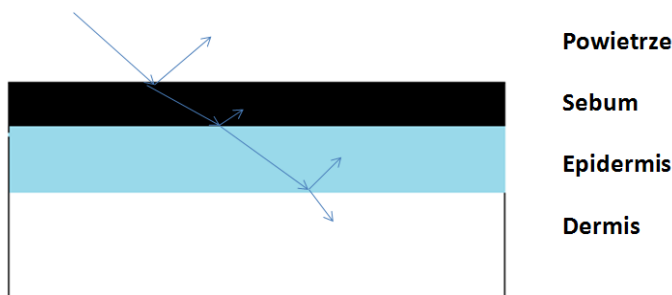
Rys. 2. Trójwarstwowy model skóry

Źródło: Zhao L., Stamnes J.J., Stamnes K., Moan J., The optics of human skin: Aspects important for human health, Solar Radiation and Human Health, 1, 35–46, 2008.

Na rysunku 2 przedstawiona została wiązka wejściowa promieniowania I_0 wraz z wiązką rozproszoną I_r i transmitowaną I_a . Uwzględnione zostały współczynniki: załamania światła $n_1 = 1,0$ i $n_2 = 1,36$ oraz właściwości optyczne poszczególne warstwy skóry oznaczone jako τ , a , i g .

Model uwzględnia głębokość optyczną (τ) warstwy, która jest zintegrowanym współczynnikiem tłumienia wiązki, pojedynczy albedo rozproszenia (a) dający prawdopodobieństwo, że a zdarzenie rozproszenia jest zdarzeniem rozproszonym, funkcja normalizowanego rozpraszania objętości (g) dająca prawdopodobieństwo rozproszenia w określonym kierunku.

Stosuje się również inny trójwarstwowy model – pokazano na rysunku 3. Model uwzględnia ciekłą warstwę sebumu pokrywającą naskórek skóry, którego głębokość wynosi 0,1 cm. Naskórek jest najcieńszą warstwą skóry o grubości ustalonej – maksymalnie 0,1 cm. Zawiera określone cząsteczki pigmentu melaniny, które działają jako absorbenty promieniowania zależnie od długości fali. Dla jasnych typów skóry istnieje mniejsze wchłanianie z powodu małej ilości melaniny. Natomiast dla ciemniejszych karnacji wchłanianie zwiększa się, gdyż skóry te zawierają więcej melaniny.



Rys. 3. Model trójwarstwowy skóry

Źródło: So-Ling Ng C., Li L., A Multi-Layered Reflection Model of Natural Human SkinProceeding, Computer Graphics International 2001.249–256, IEEE Conferences, 2001

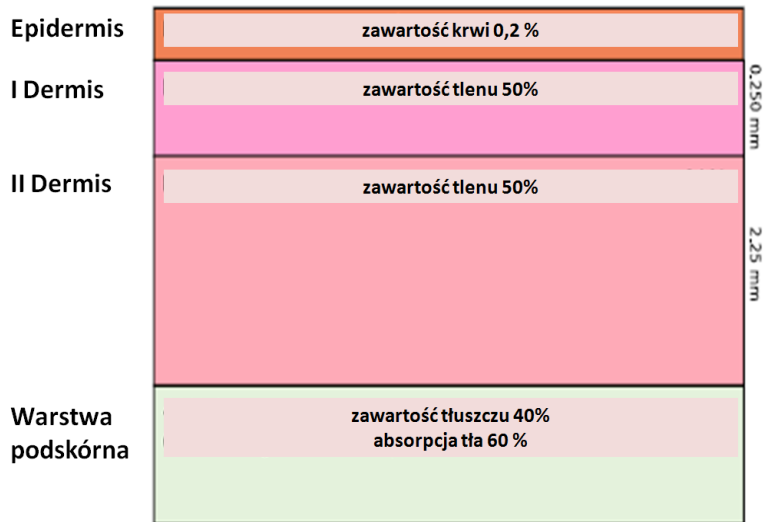
4. Modele czterowarstwowe

Widmowe spektrum symulowane jest również za pomocą czterowarstwowego modelu uwzględniając metodę Monte Carlo [5]. Model został użyty do przetestowania niezawodności odwrotnej dyfuzji. W modelu Monte Carlo skóra właściwa została podzielona w dwie warstwy, pierwsza reprezentująca skórę brodawkowatą oraz druga skóra siatkowa. Czwarta warstwa reprezentowała bezkrwistość to warstwa podskórna zawierająca 40% tłuszczu i 60% absorpcji tła. Absorpcja tła wynosi [21]:

$$\mu_{a,b}(\lambda) = 100 m^{-1} (0.82 + 16.82 e^{-(\lambda - 400nm) / 80,5nm}) \quad (4)$$

Współczynnik załamania światła n ustawiono na 1,4 dla wszystkich warstw. Dermis modelowano za pomocą krwi i stałej absorpcji tła. Zredukowany współczynnik rozproszenia dla skóry właściwej uproszczono by ułatwić zastosowanie odwrotnego modelu dyfuzji. Przeprowadzona symulacja sprawdza dokładność parametrów optycznych podanych przez odwrotny model dyfuzji

i testuje zastosowanie dyfuzji jednowymiarowej. Do symulacji współczynnika odbicia zastosowano model widma 1-D Monte Carlo [22]. Melanina w naskórku i BVF w powierzchniowej warstwie skórną była zróżnicowana. Model odwrotności został przetestowany pod kątem możliwości oszacowania zmian tych parametrów i stabilności innych szacowanych parametrów (natlenianie i BVF w głębszej warstwie dermisu). Model używany jest do symulacji zjawisk odbicia zachodzących w ludzkiej skórze.



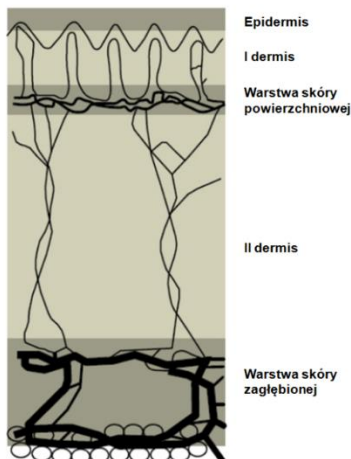
Rys. 4. Model czterowarstwowy skóry zasymulowany przy użyciu metody Monte Carlo

Źródło: Bjorgan A, Milanic M, Randeberg LL., Estimation of skin optical parameters for real-time hyperspectral imaging applications, J Biomed Opt. 19(6), 2014.

5. Model pięciowarstwowy

W modelu zaprezentowanym w pracy [23] uwzględniono skończony rozmiar wiązki padającej oraz odbicie i załamanie światła na styku między warstwami. Użyte podczas badań nieinwazyjne dla tkanki promieniowanie laserowe o długościach fali 633 i 337 nm. Pierwsza metoda napromieniowania znana jest jako laseroterapia intensywna, drugi a zaś stosowana jest w laseroterapii łuszczycy i innych chorób skóry. Autorzy artykułu zaproponowali użycie modelu pięciowarstwowego skóry uwzględniając naskórek i skórę właściwą. Dodatkowym elementem jest wydzielenie kolejnej warstwy z dermisu (skóry właściwej) warstwy skóry powierzchniowej. Została ona utworzona jako nowa warstwa skóry ze względu na inne właściwości optyczne wynikające z obecności

w niej dużej liczby drobnych sieci naczyń krwionośnych. Rysunek 5 przedstawia pięciowarstwowy model ludzkiej skóry. Wybrane z dostępnej literatury [24–26] parametry optyczne tkanek współczynnik absorpcji (μ_a), współczynnik rozproszenia (μ_s), współczynnik załamania ośrodka (n), grubość próbki (d) w centymetrach przedstawiono w Tabeli 1.



Rys. 5. Pięciowarstwowy model skóry

Źródło: Tuchin V.V., Light scattering study of tissues, Physics-Uspekhi, 40(5), 495–515, 1997.

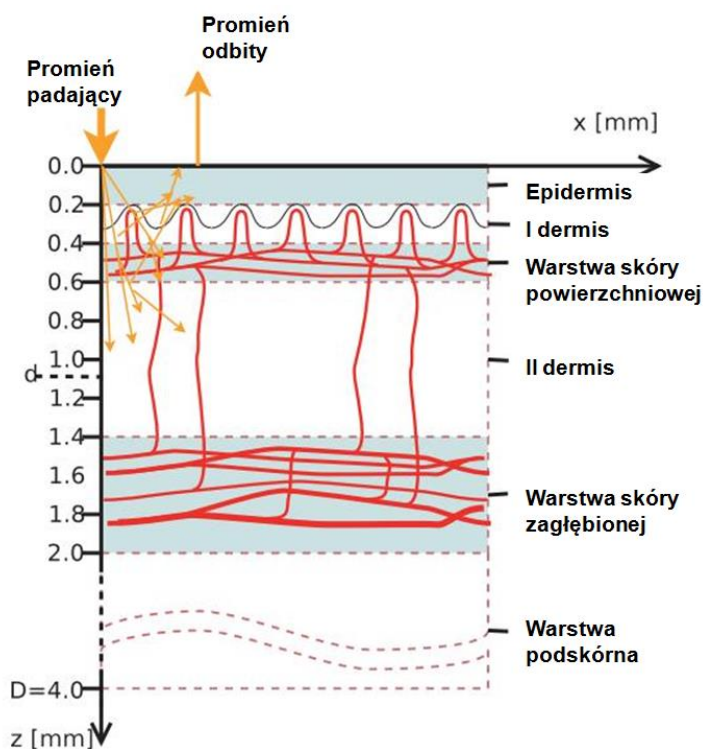
Tabela 1. Parametry optyczne warstw skóry w modelu pięciowarstwowym dla wybranych długości fali.

Warstwa	λ [nm]	μ	μ	n	d
epidermis	337	32	165	1,5	0,01
	633	4,3	107		
I dermis	337	23	227	1,4	0,02
	663	2,7	187		
warstwa skóry powierzchniowej	337	40	246	1,4	0,02
	633	3,3	192		
II dermis	337	23	227	1,4	0,09
	633	2,7	187		
warstwa skóry zagłębionej	337	46	253	1,4	0,06
	633	3,4	194		

Źródło: Tuchin V. V., Yaroslavsky I. V., Tissue optics, light distribution, and spectroscopy, 3180 Optical Engineering, 33(10), 1994.

6. Modele sześciu-, siedmio- i dziewięciowarstwowe

Wielu naukowców buduje modele skóry składające się z większej ilości warstw sześciu, siedmiu czy nawet dziewięciu. Model sześciowarstwowy skóry do symulacji MCML jest używany w wielu pracach [27–29]. Strukturę modelu pokazano na rysunku 6. Parametry modelu składają się z wartości, które określono na podstawie stężenia najważniejszych chromoforów skóry. W przedstawionym modelu uwzględniona została przykładowa droga promieni świetlnych w poszczególnych z warstw skóry. Model zawiera warstwę epidermie, I dermis, warstwę skóry powierzchniowej, II dermis, warstwę skóry zagłębionej i ostatnią z warstw warstwę podskórną. Dla każdej z warstw na osi Z oznaczona została grubość w milimetrach.



Rys. 6. Model sześciowarstwowy skóry.

Źródło: Välisuo P., Mantere T., Alander J., Solving optical skin simulation model parameters using genetic algorithm, 2nd International Conference on BioMedical Engineering and Informatics, 376–380, 2009.

W Tabeli 2 dla każdej z sześciu warstw modelu znajdują się zawartości krwi i melaniny. Największą zawartością krwi cechuje się warstwa skóry zagłębionej, to w tej warstwie znajduje się najwięcej naczyń krwionośnych. W warstwie epidermie jest z kolei najwięcej melaniny.

Tabela 2. Zawartość krwi i melaniny w warstwach modelu sześciowarstwowego skóry

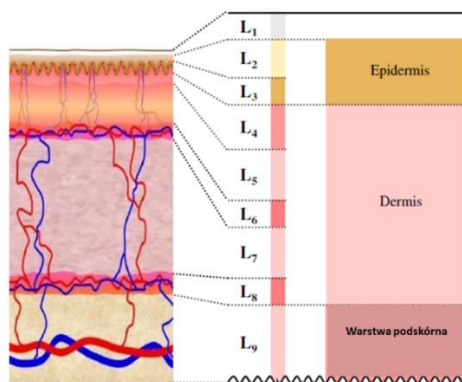
<i>Warstwa</i>	Zawartość krwi	Zawartość melaniny
epidermis	0	0.05
I dermis	0	0
warstwa skóry powierzchniowej	0,0556	0
II dermis	0,0417	0
warstwa skóry zagłębionej	0,2037	0
warstwa podskórna	0,0417	0

Źródło: Välsuö P., Alander J., The effect of the shape and location of the light source in diffuse reflectance measurements, 21st IEEE International Symposium on Computer-Based Medical Systems, 81–86, IEEE Computer Society, 2008.

Dziewięciowarstwowy model tkanki skóry został opracowany i przedstawiony w pracy w [30] do symulacji widmowej z użyciem metody Monte Carlo. Wyprowadzono niezbędne parametry dla każdej z dziewięciu warstw w symulacji. Parametry stosowane w konwencjonalnym modelu trójwarstwowym zostały zmodyfikowane na podstawie niektórych ustaleń histologicznych na skórze i zgłaszanych przykładów.

Warstwa rogowa (L1) ma około 10 mm grubości obejmuje górną powierzchnię skóry, a naskórek występuje pod warstwą L1. Warstwa naskórka jest składa się z warstwy ziarnistej, warstwy spinosum (L2) i warstwy podstawowej (L3). Skóra właściwa jest pod naskórkiem i dzieli się na pięć warstw (L4–L8), ma całkowitą grubość około 1,5 mm. Tkanka podskórna (L9) ma w przybliżeniu 5–10 mm grubości i znajduje się pod skórą właściwą.

W skórze właściwej naczynia krwionośne nie są jednorodne i nasycenie hemoglobiny tlenem musi zostać rozdzielone. Objętość i skład elementów włóknienkowatych mogą się również różnić. Dzięki przyjęciu różnych wartości parametrów optycznych i geometrycznych w każdej z dziewięciu warstw można symulować spektrum odbicia w różnych warunkach.



Rys. 7. Rozbudowany na podstawie trzywarstwowego dziewięciowarstwowy model skóry powstały z modelu zawierającego 3 warstwy

Źródło: Maeda T., Arakawa N., Akahashi M., Aizu Y., Monte Carlo Simulation of spectral reflectance using a multilayered skin tissue model, *Optical Review*, 17(3), 223–229, 2010.

7. Podsumowanie

Wykorzystanie modeli skóry może pomóc w dalszych krokach by określić obecności lub etap procesu nowotworowego. Użycie spektrofotometrii umożliwi zmniejszyć użycie inwazyjnej biopsji, co jest bolesne dla pacjenta. Metoda może być również używana dla nieinwazyjnego monitorowania stężenia hemoglobiny i bilirubiny we krwi noworodków, w celu uzyskania informacji na temat dynamiki zmian we krwi w układzie krążenia. Pomiary mogą być wykonywane zdalnie, bez kontaktu między przyrządem pomiarowym a skórą. Ludzka skóra jest zorganizowana w złożony sposób, różni się rodzajami tkanek i naczyń. Posiada złożoną strukturę anatomiczną.

Modele jedno-, dwu- i trójwarstwowe oparte są na mniej skomplikowanych założeniach dotyczących właściwości optycznych elementów budujących skórę. Potrzebna jest do ich użycia niewielka liczba zmiennych by w pełni przeprowadzić symulację modeli. Są użyteczne w wyznaczaniu koncentracji, współczynników absorpcji elementów skóry. Natomiast mniej dokładnie opisują oddziaływania optyczne zachodzące w ludzkiej skórze.

Bardziej złożone modele zawierające cztery warstwy i więcej dokładnie opisują procesy związane z oddziaływaniem promieniowania w skórze. Pozwalają na dokładne poznanie właściwości optycznych elementów skóry. Posiadają one jednak swoje minusy. Mianowicie znane dane nie są dokładne, stosowane jest wiele przybliżeń i założeń. Wprowadzają wiele złożonych zmiennych do symulacji dających błędy. Wiele zawartych w nich założeń opartych jest na uproszczeniach skomplikowanych i jeszcze nie do końca zbadanych i opisanych zjawisk.

Bibliografia

1. Baranoski V.G., Krishnaswamy A., *Study on skin optics*, Technical Report CS-2004-01, 2004.
2. Meglinski I.V., Matche S.J., *Computer simulation of the skin reflectance spectra*, Computer Methods and Programs in Biomedicine, 70, 179–186, 2003.
3. Wang L., Jacques S.L., Zheng L., *MCML - Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues*, Computer Methods and Programs, Biomedicine 47, 131–146, 1995.
4. Darvin M.E., Gersonde I., Albrecht H., Gonchukov S.A., Sterry W., Lademann J., *Determination of beta carotene and lycopene concentrations in human skin using resonance raman spectroscopy*, Laser Physics 5(2), 295–299, 2005.
5. Bjorgan A., Milanic M., Randeberg L.L., *Estimation of skin optical parameters for real-time hyperspectral imaging applications*, Journal of Biomedical Optics 19(6), 2014.
6. Lisenko S., Kugeiko M., *A method for operative quantitative interpretation of multispectral images of biological tissues*, Optics and Spectroscopy 115(4), 610–618, 2013.
7. Jacques S. L., *Origins of tissue optical properties in the UVA, visible and NIR regions*, Adv. Opt. Imaging Photon Migr. 2, 364–369, 1996.
8. Jacques S. L., <http://omlc.ogi.edu/news/jan98/skinoptics.html>.
9. Young A. R., *Chromophores in human skin*, Physics in Medicine and Biology, 42(5), 789, 1997.
10. Barun V. V., Ivanov A. P., *Optical parameters of disperse medium with large absorbing and scattering inclusions*, Opt. Spektrosk. 96 (6), 1019, 2004.
11. Spott T. et al., *Application of optical diffusion theory to transcutaneous bilirubinometry*, Proc. SPIE 3195, 234–245, 1998.
12. Randeberg L. L. et al., *Performance of diffusion theory vs. monte carlo methods*, Proc. SPIE 5862, 2005.
13. Randeberg L. L., Roll E. B., Nilsen L. T., Christensen T., Svaasand L. O., *In vivo spectroscopy of jaundiced newborn skin reveals more than a bilirubin index*, Acta Paediatr. 94(1), 65–71, 2005.
14. Svaasand L. O., Norvang L. T., Fiskerstrand E. J., Stopps E. K. S., Berns M. W., Nelson J.S., *Tissue parameters determining the visual appearance of normal skin and port-wine stains*, Laser Med. Sci. 10, 55–65, 1995.
15. Fergusonpell M., Haggisawa S., *An empirical technique to compensate for melanin when monitoring skin microcirculation using reflectance spectrophotometr*, Medical Engineering & Physics 17(2), 104–110, 1995.
16. Khan T. K., Wender P. A., Alkon D. L., *Bryostatin and its synthetic analog, picolog rescue dermal fibroblasts from prolonged stress and contribute to*

- survival and rejuvenation of human skin equivalents*, Journal of Cellular Physiology 233(2), 1523–1534, 2018.
17. Lisenko S. A., Kugeiko M. M., Firago V. A., Sobchuk A. N., *Analytical model of diffuse reflectance spectrum of skin tissue*, Quantum Electronics, 44(1), 69, 2014.
 18. Lysenko S., Kugeiko M., *Method of noninvasive determination of optical and microphysical parameters of human skin*, Measurement Techniques, 56(1), 104–112, 2013.
 19. Prince S., Malarvizhi S., *Analysis of spectroscopic diffuse reflectance plots for different skin conditions*, Journal of spectroscopy, 24(5), 467–481, 2010.
 20. Wego A., *Accuracy simulation of an led based spectrophotometer*, Optik, 124(7), 644–649, 2013.
 21. Salomatina E., Brian Jiang S. I., Novak J., Yaroslavsky A. N., *Optical properties of normal and cancerous human skin in the visible and near-infrared spectral range*, J. Biomed. Opt. 11(6), 2006.
 22. Alerstam E., Chun Yip Lo W., Han T. D., Rose J., Andersson-Engels S., and Lothar Lilge, *Next-generation acceleration and code optimization for light transport in turbid media using gpus*, Biomed. Opt. Express 1(2), 658–675, 2010.
 23. Tuchin V. V., *Light scattering study of tissues*, Physics-Uspekhi 40, 495–515, 1997.
 24. Van Gemert M. J. C., Jacques S. L., Sterenborg H. J. C. M., Star W. M., *Skin optics*, IEEE Trans. Biomed. Eng. 36, 1146–1154, 1989.
 25. Cheong W. F., Prahl S. A., Welsh A. J., *A review of the optical properties of biological tissues*, IEEE J. Quantum Electron. 26, 2166–2185, 1990.
 26. Everett M. A., Yeagers E., Sayre R. M., Olson R. L., *Penetration of epidermis by ultraviolet rays*, Photochem. Photobiol. 5, 533–542, 1966.
 27. Reuss J. L., *Multilayer modeling of reflectance pulse oximetry*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 52(2), 2005.
 28. Claridge E., Cotton S., Hall P., Moncrieff M., *From colour to tissue histology: physics based interpretation of images of pigmented skin lesions*, MICCAI (1), 730–738, 2002.
 29. Välisuo, P., Mantere, T., Alander, J. *Solving optical skin simulation model parameters using genetic algorithm*, 2nd International Conference on BioMedical Engineering and Informatics, 376–380, .2009.
 30. Maeda T., Arakawa N., Akahashi M., Aizu Y., *Monte Carlo Simulation of spectral reflectance using a multilayered skin tissue model*, Optical Review, 17(3), 223–229, 2010.

Parametry i właściwości optyczne skóry

1. Wstęp

Ludzka skóra jest ważnym organem ludzkiego ciała pełniącym wiele istotnych funkcji w procesach życiowych człowieka. W związku z dużym zainteresowaniem badaczy coraz szerzej poznawane są jej wszelkie właściwości. Szerokie zastosowanie znalazły metody wykorzystujące zjawiska związane z oddziaływaniem promieniowania elektromagnetycznego z materią. Spektrofotometria jest obecnie jednym z narzędzi do badań właściwości optycznych ludzkiej skóry. Wyjaśnia ona efekty oddziaływań poprzez analizę rozkładu energii promieniowania. Promieniowanie może zostać emitowane, pochłaniane, odbite lub rozproszone przez dany obiekt.

Praca zawiera opis anatomicznej budowy ludzkiej skóry, procesów oddziaływania promieniowania ultrafioletowego, światła widzialnego i bliskiej podczerwieni w każdej z warstw skóry oraz wybranych właściwości optycznych elementów ją budujących.

2. Budowa anatomiczna ludzkiej skóry

Wśród głównych elementów anatomicznych ludzkiej skóry najczęściej wyróżnia się trzy warstwy: naskórek (epidermis), skórę właściwą (dermis) i tkankę podskórną. Warstwy te z powodu różnic budowie anatomicznej różnią się znacznie przebiegiem procesów optycznych w każdej z nich. W każdej z tych warstw można wyróżnić także inne mniejsze warstwy.

2.1. Epidermis

Naskórek to zewnętrzna warstwa pełniąca funkcję ochronną i rozrodczą. Składa się głównie z dojrzewających komórek nabłonkowych, który tworzy kilka warstw: podstawna, kolczysta, ziarnista, jasna i rogowa. W naskórku znajdują się również komórki barwnikowe, komórki odpowiedzialne za reakcje immunologiczne i komórki układu nerwowego. W tej warstwie znajduje się również melanina wymieniana jako główna substancja odpowiedzialna za kolor skóry. Nadaje ona również kolor włosom.

* magdalena.michalska@pollub.edu.pl Instytut Elektroniki i Technik Informacyjnych, Wydział Elektrotechniki i Informatyki, Politechnika Lubelska

2.2.Dermis

W skórze właściwej znajdują się włókna kolagenowe, elastyna, fibroblasty, mastocyty, komórki krwi, naczynia i nerwy oraz gruczoły (np. potowe), a także korzenie włosów. Skóra właściwa to warstwa środkowa skóry utworzona z tkanki łącznej – jest dodatkowo warstwą odżywczą. Wyróżnia się dwie podstawowe warstwy skóry właściwej: warstwę brodawkową oraz siatkową. Jej wypuklenia zwane brodawkami łączą się tkanką łączną z naskórkiem. Dolna warstwa skóry właściwej zbudowana jest ze zbitej tkanki łącznej. Pod nią znajduje się tkanka podskórna. Jednorodną warstwą często zastępowane są brodawki brzegowe, siatkowe, powierzchowne i głębokie sploty naczyń ponieważ nie mają różnego stanu fizycznego granic i podstawowych różnic morfologicznych [1].

2.3.Tkanka podskórna

Pod skórą właściwą znajduje się tkanka podskórna. Tkanę podskórną tworzy tkanka łączna i tłuszczowa. Jej ilość jest uwarunkowana odżywianiem, wiekiem, płcią, miejscem na ciele. W skórze znajdują się gruczoły potowe, łojowe, paznokcie i dolne odcinki korzeni włosów. Jej głównym zadaniem jest izolacja przed nagłymi zmianami temperatury otoczenia.

Głębsze warstwy skóry, takie jak warstwa tłuszczowa i tkanka mięśniowa nie biorą udziału w procesie odbicia światła o długości fali z zakresu 450–800 nm ze względu na silne tłumienie przez wyższe warstwy [2].

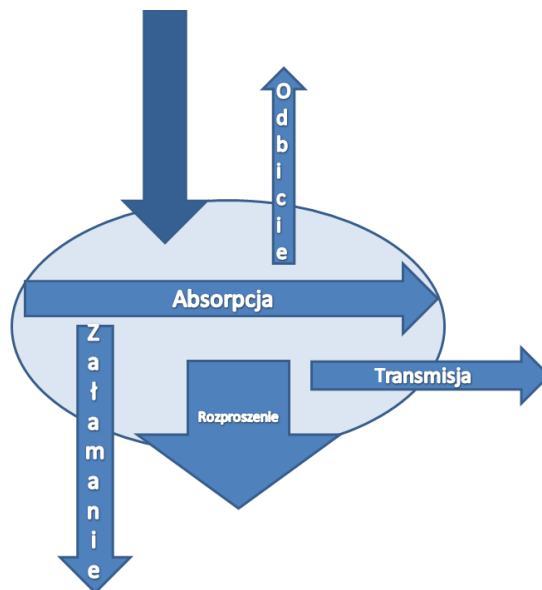
3. Oddziaływanie promieniowania z ludzka skórą

3.1. Oddziaływanie promieniowania z materią

Do oddziaływań promieniowania z obiektem należy zliczyć zjawisko absorpcji, odbicia, rozproszenia, załamania i transmisji promieniowania. Wymienione zjawiska zostały przedstawione w postaci schematu na rysunku 1.

Zmiana kierunku rozchodzenia się fali na granicy ośrodków nazywana została odbiciem. Pozostaje ona w ośrodku, w którym się rozchodzi. Załamanie światła to zmiana kierunku rozchodzenia się promienia świetlnego przy przejściu z jednego ośrodka przezroczystego do drugiego. Światło przechodzące z ośrodka optycznie rzadszego do ośrodka optycznie gęstszego załamuje się. Wówczas kąt załamania jest mniejszy od kąta padania ($\beta < \alpha$).

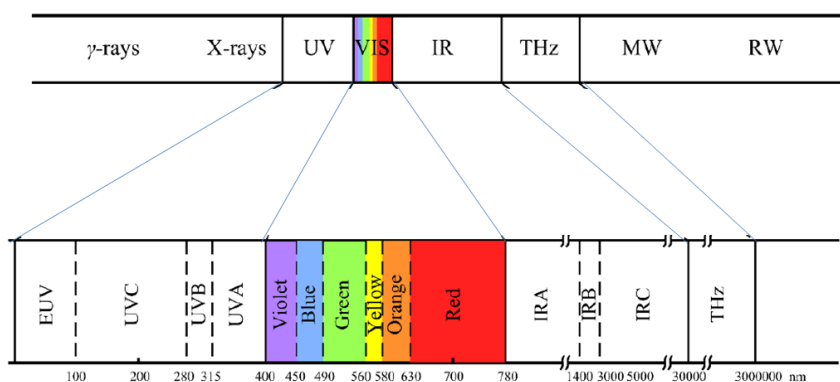
Rozpraszanie światła jest zmianą kierunku rozchodzenia się światła, z wyjątkiem zjawisk opisanych przez odbiciem i załamaniem promieniowania.



Rys. 1. Oddziaływanie promieniowania z obiektem

Źródło: opracowanie własne

Każda z wymienionych głównych trzech warstw jest zbudowana z jej własnych podwarstw, w których to wyróżnić możemy zjawiska absorpcji rozpraszania, załamania i rozpraszania światła. Liczne badania [3] wykazały, iż skóra zawiera różne chromofory, które absorbują światło w szerokim zakresie fal: od ultrafioletu do bliskiej podczerwieni. Powstające widmo elektromagnetyczne przedstawiono na rysunku 2. Zawiera ono długości fali dla promieniowania UV i światła widzialnego VIS dla poszczególnych barw. Do obszaru widmowego dla UVB wskazać należy przedział od 280 do 315 nm, UVA 315–400 nm i dla światła widzialnego 400–700 nm. Jako główne absorbenty w ludzkiej skórze najczęściej wskazywana jest krew [4], melanosomy [5] i keratyna [6].



Rys. 2. Widmo elektromagnetyczne

Źródło: Tuchin V.V., Tissue optics and photonics: Biological tissue structures, J Of Biomedical Photonics & Eng, 1(1), 2015.

Krew jest głównym absorbent promieniowania ze względu na obecność hemoglobiny. Wśród hemoglobin należy rozróżnić hemoglobinę, oksyhemoglobinę, deoksyhemoglobinę i methemoglobinę. Absorpcja oksyhemoglobiny i deoksyhemoglobiny ma wartości szczytowe w kolorze niebieskim (400–420 nm) i zakresu koloru zielonego (540–577 nm) stopniowo zmniejszając się dla dłuższych fal. Deoksyhemoglobina posiada pik maksimum absorpcji przy 420 nm i drugi pik przy 580 nm. Hemoglobina utlenowana (oksyhemoglobina) wykazuje najwyższą absorpcję przy 410 nm i ma dwa piki wtórne w zakresie 550–600 nm [7].

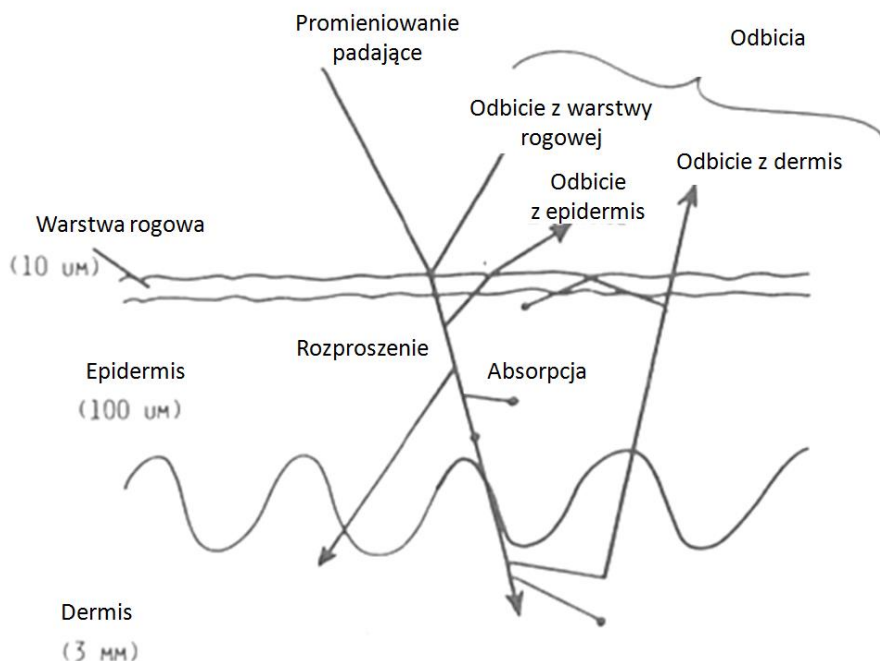
Inne pigmenty pochodzące z krwi, bilirubina i karotenoidy są odpowiedzialne za żółtawy i oliwkowy odcień w podstawowej fazie opalenizny skórnej. Beta-karoten i likopen mają piki absorpcji przy 488 i 515 nm, a bilirubina przy 460 nm [8].

Dermis jest strukturą [9–11] o grubości 0.6–3 mm, która również propaguje i pochłania światło. W skórze właściwej znajdują się włókna kolagenowe i elastyna oraz elementy komórkowe: fibroblasty, mastocyty i komórki krwi. Znajdują się w tej warstwie liczne naczynia i nerwy. W związku z tym, że elementy dermisu (brodawki brzegowe, siatkowe, powierzchowne i głębokie sploty naczyń) nie mają wyraźnego innego stanu fizycznego, ani wyraźnych różnic morfologicznych mogą zostać uwzględnione jako jedna jednorodna warstwa [12].

Ostatnią z warstw jest tkanka podskórna, zawierająca warstwę tłuszczową i tkankę mięśniową. Te głębsze warstwy skóry nie biorą znaczącego udziału w procesie odbicia światła o długości fali 450–800 nm w skórze. Jest to spowodowane silnym tłumieniem przez wyższe z warstw znajdujące się nad nimi [13].

3.2. Oddziaływania w skórze

Zainteresowanie opisaniem procesów optycznych zachodzących w skórze pochłonęło wielu naukowców. Na rysunku 3 przedstawiono schemat oddziaływania światła ze skórą. Zostały na nim uwzględnione trzy warstwy skóry, epidermis i dermis. Do każdej z warstw dodatkowo przypisano główny zachodzący w niej przykład oddziaływania warstwy tkanki z promieniowaniem. Uwzględniono również promieniowanie padające na tkankę, absorpcję i rozpraszanie. Podziałowi uległo odbicie na: odbicie od warstwy podstawnej, od epidermis i dermis. Model z rysunku 3 zawiera również zasymulowaną grubość każdej z 3 warstw. Warstwa rogowa ma w nim grubość $10\text{ }\mu\text{m}$, warstwa epidermie $100\text{ }\mu\text{m}$, a warstwa dermis 3 mm .

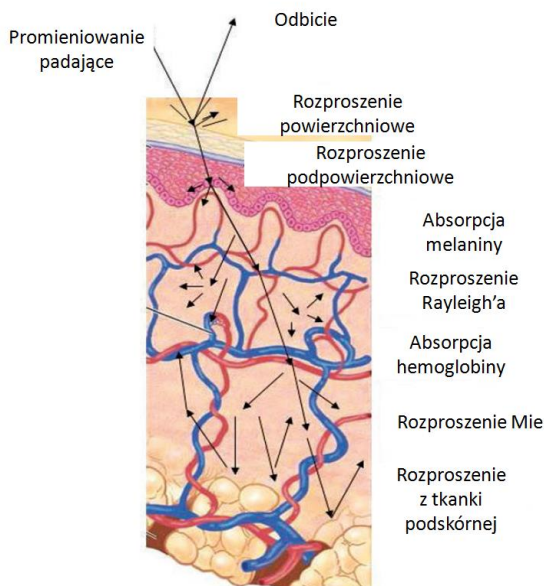


Rys. 3. Oddziaływanie promieniowania ze skórą

Źródło: Anderson R. R., Parrish J.A., The optics of human skin, Journal of Investigative Dermatology, 77(1):13–19, 1981.

Bardziej złożony model został przedstawiony na Rysunku 4. Uwzględniono w nim dodatkowo absorpcję melaniny i hemoglobiny oraz rozpraszanie Mie i Rayleigh'a, rozpraszanie powierzchniowe i podpowierzchniowe. Przedstawiono również zjawisko odbicia promieniowania od tkanki podskórnej. Jako jeden

z głównych elementów budujących tkankę podskórną wyróżnia się komórki tłuszczowe, które z racji jasnej barwy w znacznej mierze odbija światło. Naskórek w 4–7% odbija światło, pozostałe światło rozpraszane jest przez zdegradowane melanosomy. Światło w żywym naskórku jest wchłaniane głównie przez pigment melaniny i rozpraszane dalej [14].



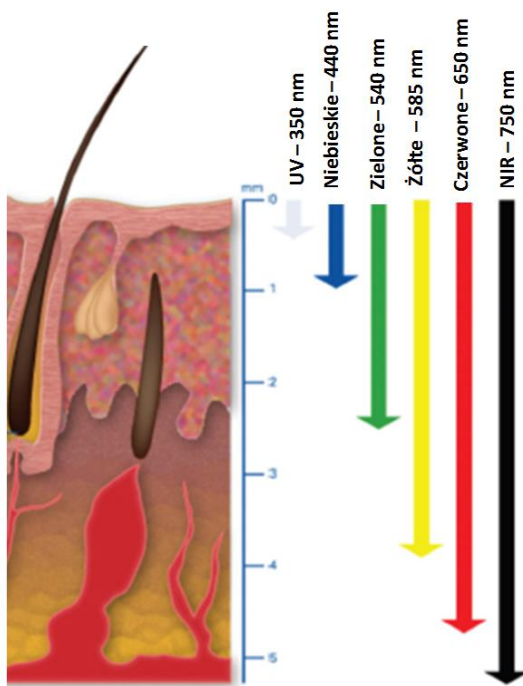
Rys. 4. Oddziaływanie promieniowania ze skórą

Źródło: Bashkatov A. N., Genina E. A., Kochubey V.I., Tuchin V. V., Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000 nm, Journal of Physics D: Applied Physics, 38(15),2543, 2005.

Kierunek światła zmienia się przez obecność membran komórkowych i organelli o innych współczynnikach załamania. Z powodu rozproszenia w naskórku światło jest kierowane w stronę skóry właściwej. Tam występuje rozpraszanie Rayleigh'a w małych fibrylach kolagenu. Następnie światło rozproszone ponownie wchodzi do naskórka, rozprasza się w kierunku powierzchni skóry lub trafia w jej głąb. Natomiast rozpraszanie Mie występuje w większym włóknie kolagenu i elastyny, może zostać skierowane ku głębszej warstwie. Do tkanki podskórnej dociera najmniej światła z powodu silnego tłumienia przez wyższe z warstw, zawiera warstwę tłuszczową i tkankę mięśniową.

Naukowcy w [15] zbadali w jaki sposób promień świetlny penetruje ludzką skórę, wyznaczają oni odległości na jakie światło o danej barwie jest w stanie

wniknąć w tkankę. Na rysunku 5 przedstawiono promieniowanie UV, o barwie niebieskiej, zielonej, żółtej, czerwonej i NIR. Promieniowanie UV może wnikać do skóry na głębokość poniżej 1 mm. Promieniowanie barwne wnika głębiej, szczególnie jest to widoczne dla światła o barwie zielonej, żółtej i czerwonej. Promieniowanie NIR potrafi wnikać w skórę na odległości około 5 mm.



Rys. 5. Penetracja skóry przez promieniowanie o różnej barwie

Źródło: Cugmas B., Bregar M., Bürmen M., Pernuš F., Likar B., Impact of contact pressure-induced spectral changes on soft-tissue classification in diffuse reflectance spectroscopy: problems and solutions, *Journal of biomedical optics*, 19(3), 2014.

3.3. Absorpcja

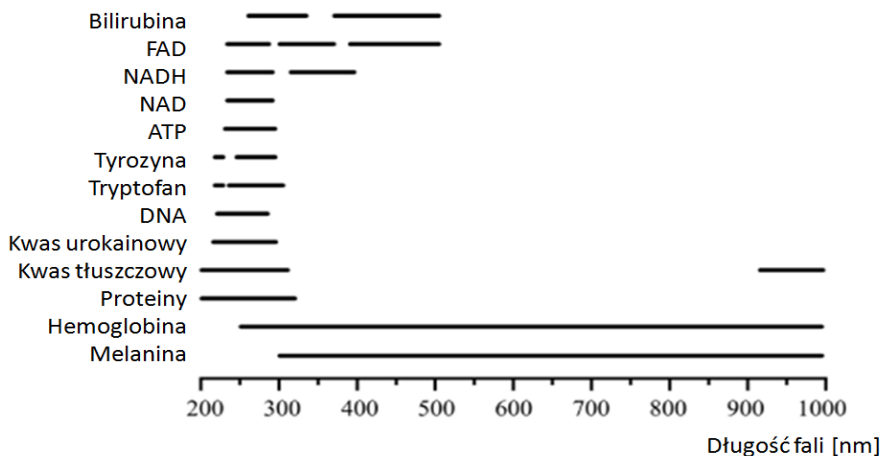
Wchłanianie promieniowania przez skórę ma miejsce w każdej jej warstwie, natomiast w różnym stopniu. W naskórku to melanina jest naturalnym chromoforem absorbujący światło

Skóra właściwa składa się z dwóch warstw sieci tkanki łącznej i naczyń krwionośnych. W tej warstwie absorbowane są różne rodzaje hemoglobin. Intensywność absorpcji hemoglobiny zależy bezpośrednio od jej ilości (0,2–7%), zatem im więcej w tkance hemoglobiny, tym bardziej absorbuje ona

promieniowanie. Deoksyhemoglobina ma najwyższy absorpcyjny pik przy 420 nm, a drugi pik 580 nm, oksyhemoglobina przy 410 nm i dwa dodatkowe piki (550 i 600 nm). Natomiast beta-karoten i likopen mają absorpcyjne piki przy 488 i 515 nm, a bilirubina w 460 nm, naskórkowy kwas nukleinowy (260 nm), kwas urokainowy (277 nm), keratyna (280 nm), woda (980 nm).

Ważnym elementem budującym skórę właściwą są białka skóry absorbują promieniowanie w pobliżu promieniowania UV, a kolagen w bliskiej podczerwieni. Tkanka podskórna z uwagi na biały kolor tkanki tłuszczowej powoduje odbicie światła, bardzo niewiele światła dociera do tej warstwy.

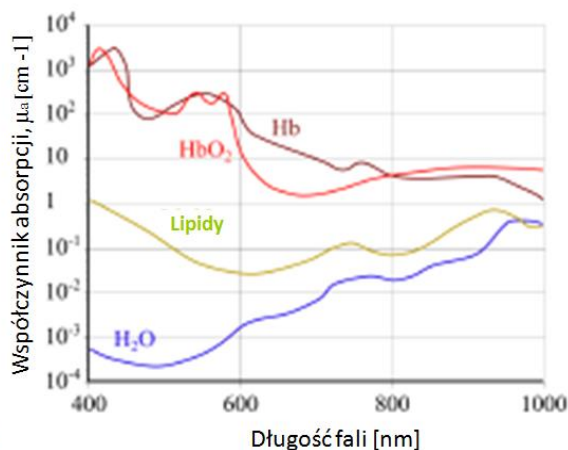
Wyznaczane są również pasma absorpcji poszczególnych substancji znajdujących się w skórze, należą do nich bilirubina, FAD, NAD, ATP, NADPH, białka, kwasy tłuszczowe, hemoglobina czy melanina [16]. Zostały one przedstawione na Rysunku 6. Hemoglobina i melanina zaliczane są do głównych absorbentów skóry. Również DNA posiada dwa zakresy absorpcji w przedziale widmowym 200–100 nm.



Rys. 6. Pasma absorpcji substancji znajdujących się w skórze

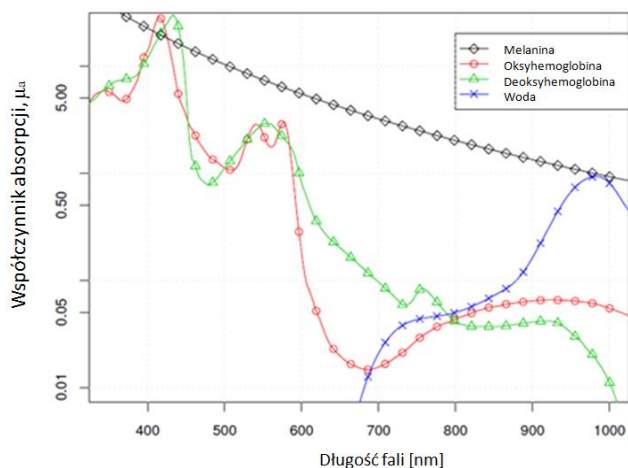
Źródło: Buiteveld H., Hakvoort J., Donze M., The optical properties of pure water, Proceedings of the SPIE, 2258, 174–183, 1994.

Współczynnik absorpcji jest zależny od długości fali, przybiera różne wartości dla różnych chromoforów. Dla długość fali od 500 do 600 nm następuje maksymalna absorpcja melaniny i hemoglobiny. Wielu naukowców zajmuje się wyznaczaniem współczynników pochłaniania dla elementów budujących ludzką skórę [13–17]. Na rysunku 7 uwzględniono hemoglobinę, oksyhemoglobinę, lipidy i wodę. Rysunek 8 uwzględnia jeszcze deoksyhemoglobinę i melaninę.



Rys. 7. Wartości współczynników absorpcji dla wybranych długości promieniowania

Źródło: Harrison D.K., The clinical application of optical spectroscopy in monitoring tissue oxygen supply following cancer treatment, The primo vascular system: Its role in cancer and regeneration, Springer Science+Business Media, LLC, 291–296, 2012.



Rys. 8. Wartości współczynników absorpcji

Źródło: Prince S., Malarvizhi S., Analysis of spectroscopic diffuse reflectance plots for different skin conditions, Spectroscopy-an International Journal, 24(5), 467–481, 2010.

3.4. Rozproszenie

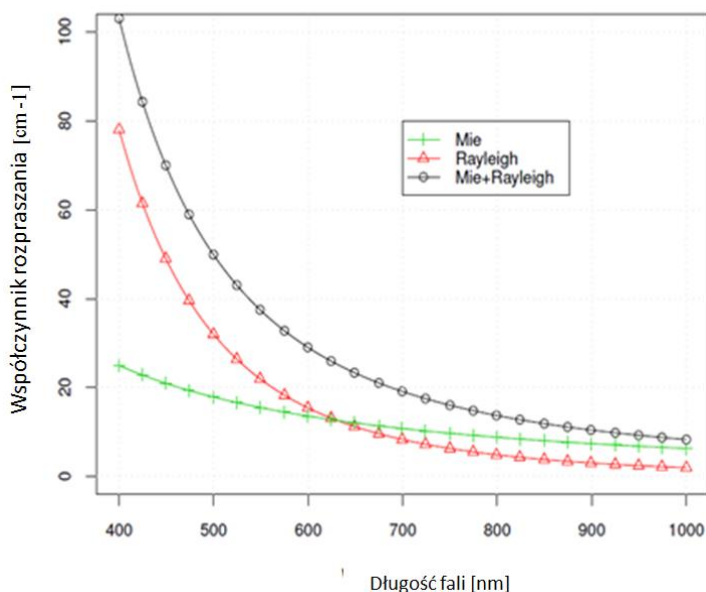
Rozpraszanie jest dominującym typem oddziaływania dla promieniowania widzialnego oraz w pobliżu podczerwieni, będąc 100–1000 razy silniejszy niż absorpcja. Jest ono odchyleniem belek świetlnych od prostych trajektorii spowodowanym przez mikroskopowe nierównomierności w medium oraz

fluktuacje współczynnika załamania światła. Rodzaj i intensywność rozpraszania zależy od wielkości rozproszonych cząstek w stosunku do długości fali przychodzącego światła. Dla fal o długości z zakresu 600–800 μm charakterystyki spektrum odbicia są głównie narażonych na rozproszenie.

Właściwości rozproszenia skóry określane są głównie przez skórę właściwą (a konkretnie przez włókna kolagenowe i obecność wewnątrzkomórkowego płynu), ponieważ jego grubość stanowi 95% grubości ludzkiej skóry, a współczynniki rozproszenia naskórka i skóra są porównywalne pod względem wartości [18]. Współczynnik objętości rozproszenia β i średnie współczynnik rozproszenia cosinus (czynnik anizotropowy) g układu niezależnych polidispersyjnych rozpraszaczy ze współczynnikiem załamania (w odniesieniu do otaczającego medium) oblicza się za pomocą równań całkowych.

3.4.1. Lekkie rozproszone w skórze

Parametrami mającymi wpływ na lekkie rozproszenie w skórze jest morfologia tkanki (wielkość organelli i komórek w odniesieniu do długości fali), rozproszone światło, biochemia (współczynnik załamania). Rozproszenia powodują płyn międzykomórkowy i cytoplazma. Składają się one głównie z wody (współczynnik załamania światła wynosi 1,35–1,37). Wśród cząsteczek rozpraszających wymieniane są organella, włókna białkowe, membrany, globule białkowe i lipidy. Posiadają one większą gęstość w porównaniu do otoczenia. Włókna kolagenowe głównie rozpraszają promieniowanie ze względu na ich strukturę włókienną. Melanina ma wysoki współczynnik załamania (1,7) a wielkość melanosomów wynosi 100 μm –1000 μm .



Rys. 9. Współczynniki rozproszenia dla zadanych długości fal

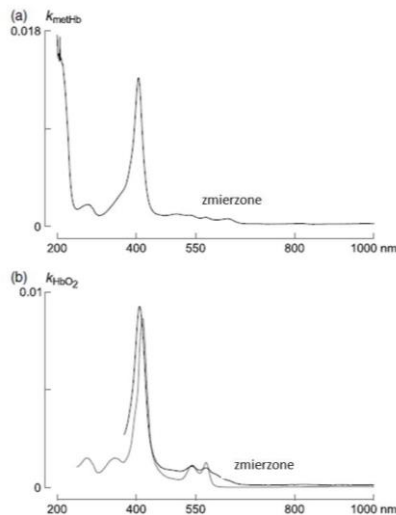
Źródło: VÄlisuo P., Photonics simulation and modelling of skin for design of spectrophotometer, Acta Wasaensia, 242, Automation Technology 2, 2011.

3.4.2. Powierzchniowe i podpowierzchniowe rozproszenie światła

Rozproszenie powierzchniowe zachodzi pod wpływem nieprawidłowości w warstwie naskórka, są to zmarszczki lub odwodnienie skóry. Rozproszenia pod powierzchnią skóry występują w błonach komórkowych, melanosomach, organellach komórkowych (mitochondria, jądra), pozakomórkowych kropelkach lipidów, strukturach białkowych i włóknach kolagenowych. Światło jest rozproszone wiele razy w obrębie skóry właściwej, aż wreszcie zostanie pochłonięte lub przeniesione do następnej warstwy.

3.5. Załamanie światła

Bezpośrednie pomiary współczynnika załamania hemoglobiny w dużym zakresie długości fal są wymagające. W [19] wyznaczano współczynniki załamania dla oksyhemoglobiny i methemoglobiny. Wykres ukazujące rezultaty badań przedstawiono na rysunku 10.



Rys. 10. Współczynniki załamania światła dla (a) methemoglobiny i (b) oksyhemoglobiny

Źródło: Sydoruk O., Zhernovaya OI., Tuchin V. V., Douplik A., Refractive index of solutions of human hemoglobin from the near-infrared to the ultraviolet range, Kramers-Kronig analysis, JBiomed Opt., 17(11), 2012.

Zmierzone wartości (czarne linie) współczynników załamania zostały przedstawione na rysunku 10 dla methemoglobiny i oksyhemoglobiny. Natomiast na wykresach zaznaczono szarym kolorem obliczone dane na podstawie wielu równań.

4. Podsumowanie

Badanie właściwości optycznych skóry jest bardzo ważne dla opracowania technik diagnostycznych i terapeutycznych. Różne optyczne metody – takie jak spektroskopia widzialna i bliskiej podczerwieni, optyczna tomografia koherencyjna i spektroskopia fluorescencyjna wykorzystywane są do badania tkanek biologicznych i krwi oraz ich składników.

Symulowane profile głębokości odbicia, absorpcji czy rozpraszania w skórze umożliwiają zrozumienie w jaki sposób promienie świetlne kooperują w poszczególnymi elementami, jakie zawiera skóra.

Silne rozpraszanie światła i właściwości absorbujące krwi powodują, że określone są jej parametry optyczne. Uwzględniana jest szczególnie hemoglobina, która w erytrocytach może istnieć w natlenionej i odtlenionej formie w postaci methemoglobiny, deoksyhemoglobiny i innych formach. Różne formy hemoglobiny różnią się właściwościami optycznymi.

Bibliografia

1. Bochenek A., Reicher M., *Anatomia człowieka – Tom IV: Układ nerwowy ośrodkowy*, Warszawa: PZWL, 2009.
2. Lisenko S. A., Kugeiko M. M., *A method for operative quantitative interpretation of multispectral images of biological tissues*, Opt. & Spectroscopy, 115(4), 610–618, 2013.
3. Young A.R., *Chromophores in human skin*, Phys. Med. Biol. 42, 789–802, 1997.
4. Jacques S. L., McAuliffe D. J., *The melanosome: Threshold temperature for explosive vaporization and internal absorption coefficient during pulsed laser irradiation*, Photochem Photobiol, 53,769–75, 1991.
5. Prah S., *Optical absorption of hemoglobin*. Oregon Medical Laser Center, USA, 1998.
6. Bendit E. G., Ross D. A., *Technique for obtaining the ultraviolet absorption spectrum of solid keratin.*, Appl Spec. 15, 103–105,1961.
7. Gajinov Z., Mati M., Đuran V., *Optical properties of the human skin*, Serbian Journal of Dermatology and Venereology,2 (4), 131–136. 2010.
8. Darvin M. E., Gersonde I., Albrecht H., Gonchukov S. A., Sterry W., Lademann J., *Determination of beta carotene and lycopene concentrations in human skin using resonance raman spectroscopy*, Laser Physics, 15(2), 295–9, 2005.
9. Anderson R. R., Parrish J.A., *The optics of human skin*, Journal of Investigative Dermatology, 77(1):13–19, 1981.
10. Doi M., Tominaga S., *Spectral estimation of human skin color using the Kubelka-Munk theory*, SPIE/IS&T Electronic Imaging, 5008, 221–228, 2003.
11. Meglinsky I.V., Matcher S.J., *Modelling the sampling volume for skin blood oxygenation*, Medical & Biological Engineering & Computing 39, 44–49, 2001.
12. Lisenko S.A, Kugeiko M.M., Firago V.A, Sobchuk A.N., *Analytical model of diffuse reflectance spectrum of skin tissue*, Quantum Electronics 44 (1) 69–75, 2014.
13. Harrison D.K., *The clinical Application of optical spectroscopy in monitoring tissue oxygen supply following cancer treatment*, *The Primo Vascular System: Its role in cancer and regeneration*, Springer Science+Business Media, LLC, 291–296, 2012.
14. Bashkatov A. N., Genina E. A., Kochubey V.I., Tuchin V. V., *Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000 nm*, Journal of Physics D: Applied Physics 38(15), 2543, 2005.
15. Cugmas B., Bregar M., Bürmen M., Pernuš F., Likar B., *Impact of contact pressure–induced spectral changes on soft-tissue classification in diffuse reflectance spectroscopy: problems and solutions*, Journal of biomedical optics, 19(3), 2014.
16. Buiteveld H., Hakvoort J., Donze M., *The optical properties of pure water*, Proceedings of the SPIE, 2258, 174–183, 1994.
17. Prince S., Malarvizhi S., *Analysis of spectroscopic diffuse reflectance plots for different skin conditions*, Spectroscopy International Journal, 24(5), 467–481, 2010.
18. Bjorgan A., Milanic M., Randeberg L. L., *Estimation of skin optical parameters for real-time hyperspectral imaging applications*, Journal of Biomedical Optics 19(6), 2014.
19. Sydoruk O., Zhernovaya Ol., Tuchin V. V., Douplik A., *Refractive index of solutions of human hemoglobin from the near-infrared to the ultraviolet range, Kramers-Kronig analysis*, J Biomed Opt. 17(11), 115002, 2012.

Rozpoznawanie emocji za pomocą technologii: elektroencefalografia (EEG), motion capture i wirtualna rzeczywistość (VR)

1. Wstęp

Odczytywanie ekspresji emocjonalnej pozwala na ustalenie intencji oraz zachowań człowieka. Emocje towarzyszą ludziom na co dzień, wyrażając się głównie przez mimikę twarzy. Pozytywna wartościowość jest szybko rozpoznawalna w uśmiechu, zaś negatywna – w grymasie. Badania emocji silnie rozwinęły się dzięki Paulowi Ekmanowi – psychologowi badającemu mimiczne emocje za pomocą obrazów [1]. Jego analizy przyczyniły się do kategoryzacji emocji na dyskretne archetypy: szczęście, smutek, strach, złość i niesmak. Ponadto Ekman współtworzył System Kodowania FACS, będący podstawą wielu pakietów oprogramowania do animacji twarzy i analiz ekspresji emocjonalnej [2]. Rozwój nowoczesnych technologii informatycznych takich jak motion capture, EEG oraz VR, daje możliwość współpracy interdyscyplinarnej w zakresie eksploracji emocji [3–5].

W artykule przedstawiono i porównano wybrane technologie: EEG, motion capture i VR, zaprezentowano przegląd badań emocji opartych na wspomnianych technologiach.

2. Nowoczesne technologie – elektroencefalografia (EEG), motion capture, wirtualna rzeczywistość (VR)

Nieustanny rozwój technologii informatycznych daje szerokie spektrum możliwości wykorzystania ich w badaniach interdyscyplinarnych. Niejednokrotnie informatyczne nowości – EEG, motion capture czy VR, kojarzone były z branżą rozrywki bądź medycyny. Jednak patrząc na nie z perspektywy czasu, zauważalna jest zmiana trendu i znaczne poszerzenie ich implementacji w różne dziedziny życia.

2.1. Elektroencefalografia (EEG)

Rejestracja aktywności mózgowej za pomocą EEG ma na celu ocenę bioelektrycznej czynności mózgu, w tym szczególnie stanu układu nerwowego. Podczas badania, na głowę badanego nakładana jest specjalna siateczka

*k.baran@pollub.pl, Instytut Informatyki, Wydział Elektrotechniki i Informatyki, Politechnika Lubelska

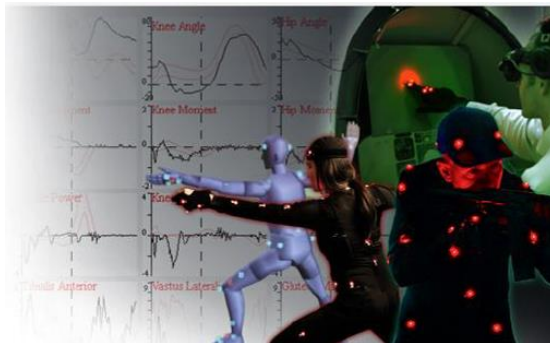
w miejscami, w które wprowadzane są elektrody. Dla dobrego przewodnictwa elektrycznego, powierzchnię elektrod pokrywa się specjalnym żelom bądź pastą. Ważnym zadaniem jest rejestracja prądów czynnościowych wytwarzanych przez komórki nerwowe. Zapis EEG tworzą fale i rytmy o różnych częstotliwościach i amplitudzie. Wśród fal wyróżnia się fale: alfa, beta, theta, delta i fale ostre. EEG uznaje się za metodę diagnostyczną, np.: u pacjentów z padaczką, w śpiączce, z urazami czaszkowo-mózgowymi. EEG zalicza się często jako jeden z rodzajów biofeedbacku. Biofeedback czyli inaczej biologiczne sprzężenie zwrotne, to zwrot informacji o zmianach stanu fizjologicznego człowieka. Zmiany te są monitorowane najczęściej przez urządzenia pomiarowe bądź systemy komputerowe. Inne rodzaje biofeedbacku to: EMG (elektromiografia), GSR (reakcja skórno-galwaniczna), HEG (hemoencefalografia), SCP (wolne potencjały korowe) i inne [6–7]. Informacja zwrotna w biofeedbacku może być uzyskana przez sygnał dźwiękowy bądź wizualny, co znacznie ułatwia monitoring parametrów i szybką modyfikację niepożądanych stanów. Ze względu na brak inwazyjności i duże bezpieczeństwo, metoda ta stosowana jest w różnych dziedzinach życia, m.in.: w medycynie, psychologii, sporcie i biznesie. Otrzymanie informacji zwrotnych o zmianach stanu fizjologicznego osoby badanej daje wiele możliwości. Badanie biofeedback EEG pozwala na określenie stopnia koncentracji badanego, jego reakcji na występujące zmiany w środowisku, trenowanie mózgu w celu zwiększenia aktywności i świadomego kontrolowania niektórych zachowań.

Ostatnio zauważalnym trendem jest łączenie EEG z VR-em [8–9]. W Polsce treningi EEG Biofeedback przy użyciu wirtualnej rzeczywistości VR z zastosowaniem systemu Oculus, przedstawiła firma SensusMed [10]. Osoba badana w wykreowanym środowisku testuje a potem trenuje dane umiejętności. Istotne jest zaangażowanie osoby badanej w analizę i kontrolę własnych stanów fizjologicznych. Regularne treningi umiejętności samoregulacji, mogą spowodować przywrócenie równowagi psychofizjologicznej oraz pozytywnie wpłynąć na procesy umysłowe takie jak: uczenie się, odporność psychiczna, koncentracja, pamięć. Stąd zalecane są szczególnie dla osób: z zaburzeniami koncentracji, z nadpobudliwością psychoruchową, z ADHD, cierpiących na bezsenność, depresję oraz będących pod wpływem dużego stresu bądź nadmiernego obciążenia umysłu (zwłaszcza uwagi). Patrząc na zalety tej metody, można wskazać: bezpieczeństwo środowiska, wykluczenie bodźców przeszkadzających i skupienie na wykreowanej rzeczywistości, zmniejszenie przeciążenia sensorycznego w trakcie treningu. System EEG biofeedback VR oferuje kilkakrotnie wydajniejsze treningi niż tradycyjna forma.

2.2. Motion capture (MoCap)

Motion capture to technologia służąca do pozyskiwania ruchu 3D. W zależności od rodzaju pomiaru można wyróżnić system: optyczny,

magnetyczny, mechaniczny, inercyjny [11]. Najpopularniejszy a zarazem najdroższy jest system optyczny. Jego działanie opiera się na rejestracji markerów (aktywnych bądź pasywnych, umieszczonych na ciele aktora) za pomocą kamer działających na bliską podczerwień. Przykład rejestracji markerów LED-owych przedstawia rysunek 1. W mocapie stosuje się różne modele biomechaniczne, np.: Plug-in Gait Model [12]. Motion capture często synchronizuje się z dodatkowymi sensorami, np.: czujnikami nacisku stóp, EMG, platformą dynamometryczną, pulsometrem. Jest to znaczące przy badaniach związanych z medycyną [13], rehabilitacją [14], sportem [11, 12, 15] a nawet psychologią. Systemy akwizycji ruchu pozwalają na analizę ruchu celem wskazania nieprawidłowości oraz struktur odpowiedzialnych za ruchy patologiczne. Ponadto ułatwiają monitoring, kontrolę i diagnozę ruchową. Są zatem efektywnym narzędziem dla biomechaników klinicznych, lekarzy, fizjoterapeutów, sportowców czy rehabilitantów.



Rys. 1. Rejestracja markerów aktywnych w systemie Phasespace

Źródło: Opracowanie własne przy wykorzystaniu zasobów Internetu (dostęp: <http://www.indiana.edu/%7Edll/images/phasespace.jpeg>)

Motion capture kojarzone jest również z branżą rozrywki i filmów. Postacie do bajek animowanych bądź popularnej gry *Wiedźmin* były generowane na podstawie rejestracji biomechaniki aktorów mocap. Ciekawe zastosowanie mocap znaleźć można w kryminalistyce. Naukowcy z Uniwersytetu w Cambridge, zastosowali mocap do wykrywania kłamstwa. Badania [16] przeprowadzono na 90 osobach ubranych w kombinezon Xsens. Opracowano algorytm śledzący ruch. Efektem badań było uzyskanie wykrywania kłamstw na poziomie 80% (w porównaniu do wariografu mającego ok. 60%).

2.3. Wirtualna rzeczywistość (VR)

Najpopularniejsza w ostatnim czasie technologia, kojarzona głównie z rozrywką to wirtualna rzeczywistość – VR (Virtual Reality). W języku polskim powinna być ona tłumaczona jako fantomatyka. Polska fantomatyka opisywana była już w 1964 przez Stanisława Lema w *Summa Technologiae* [17]. Na świecie za pierwszego praktyka VR uznaje się Myrona W. Kruegera (1969). Połączenie obrazu trójwymiarowego z dźwiękiem 3D oraz śledzeniem ruchów głowy, powoduje, że mózg odbiera świat widziany na ekranie jako prawdziwy. VR umożliwia interakcję między osobą a środowiskiem generowanym poprzez komputer wpływając na modalności sensoryczne – od doświadczeń wzrokowych, słuchowych po dotykowe. Obok VR, funkcjonuje również AR (augmented reality) czyli rzeczywistość rozszerzona – połączenie rzeczywistego obrazu a nawet dźwięku z tym generowanym sztucznie. Obie technologie są mocno rozwijane przez potężne firmy komputerowe, m.in.: Apple. Technologia VR dostarcza głównie obraz stereoskopowy, generowany na podstawie ruchów, kierunków spojrzenia oraz pozostałych reakcji użytkownika. Firmy komputerowe tworzą coraz to nowsze środowiska graficzne i systemy w celu optymalizacji przekazywania obrazu, zmniejszania opóźnień w generowaniu wrażeń wzrokowych oraz wsparcie interaktywności. VR zapewnia bardzo immersyjne wrażenia. Produkty VR są różne, np. Oculus oferuje zestaw podstawowy służący wyłącznie do oglądania wirtualnej rzeczywistości bez interakcji w niej, zaś HTC proponuje system śledzący ruchy całego ciała. VR wymagający podłączenia do komputera bądź Playstation jest dość kosztowny. Jednak debiutujące w 2016 roku mobilne VR to tańsza opcja, np. Google Cardboard – kartonowe okulary 3D, w których umieszczamy smartfona z uruchomioną aplikacją VR i korzystamy z wirtualnej rzeczywistości.

Wirtualna rzeczywistość (VR) znajduje zastosowanie w następujących dziedzinach:

- Rozrywka – wirtualna rywalizacja i działania graczy, wirtualne zwiedzanie muzeów, galerii sztuki [18].
- Edukacja – wirtualne przekazywanie treści nauczania wraz z możliwością ćwiczeń, np. składanie budowli z figur geometrycznych, dopasowywanie części silnika.
- Architektura wnętrz – wirtualne meblowanie mieszkania, dopasowywanie mebli do tzw. czterech kątów bez konieczności wnoszenia mebli.
- Medycyna – rehabilitacja poznawcza i motoryczna, leczenie bólu i zaburzeń odżywiania. Trenowanie w środowisku wirtualnym usprawnia leczenie stresów pourazowych, fobii, lęków, depresji a także stymuluje organizm w zakresie kontroli i działania [19]. Ponadto VR stanowi narzędzie szkoleniowe dla przyszłych lekarzy – uczestnicy szkoleń bądź warsztatów mogą uczyć się czynności operacyjnych na wirtualnym organizmie. Jest to dość istotne, zwłaszcza w przypadku gdy działania na żywym organizmie

byłyby ryzykowne [20]. Wirtualny obraz do symulacji operacji, tworzy się na podstawie tomografii komputerowej a także rezonansu magnetycznego.

- Architektura – wirtualna obserwacja konstrukcji bądź określonych pomieszczeń, ułatwia podejmowanie decyzji inwestycyjnych oraz wprowadzanie zmian architektonicznych. VR zastępuje częściowo proces wyobrażania sobie przestrzeni, gdyż obrazuje tą przestrzeń w środowisku wirtualnym. Niektóre agencje nieruchomości, np.: Sotheby's International, oferują klientom wirtualny spacer po luksusowych apartamentach co można określić mianem wirtualnego rekonesansu [21].
- Motoryzacja – producenci aut używając VR, pozyskują informację dotyczącą oceny nowego modelu przez potencjalnych nabywców. Firma Ford stosuje VR do testowania nowych elementów zanim powstaną prototypy. Firma Audi wyposażała klientów w zestawy VR pozwalające na konfigurację aut przed zakupem [22]. Również firma Seat użyła VR do wirtualnego projektowania w celu zaoszczędzenia czasu i pieniędzy. Klient zapoznając się z opcjonalnym wyposażeniem a nawet wyglądem auta pod kątem koloru, tapicerki czy felg, ma znacznie ułatwione podejmowanie decyzji.
- Zarządzanie – VR oraz inne technologie mogą podnieść wydajność pracowników oraz zastąpić drogie szkolenia. VR w fabrykach pozwala na ocenę stopnia wykonania prac manualnych, usprawnienie niektórych operacji technologicznych, np. montażu części, minimalizowanie popełnianych błędów. Aplikacje VR pomagają w sprawdzaniu predyspozycji do pracy na konkretne stanowiska, obserwacji zachowań pracownika w testowych sytuacjach [23].
- Turystyka – wirtualna podróż co prawda nie zastąpią realnej podróży ale może zaprezentować klientowi szybki przegląd oferty. Klient za pomocą VR może poznać wygląd okolicy czy też hotelu. Sieć Marriott wprowadziła usługę „VRoom Service” w Nowym Jorku oraz Londynie [24]. Dzięki usłudze, goście mogą udać się na wirtualne wycieczki po innych krajach i miastach, np. Pekin, Chile.
- Wojsko – najczęściej VR stosowany był w symulacji pola walki. Polska firma Farm 51 rozwijała technologię Reality 51 do symulacji wojennych [25]. Dzięki temu członkowie służb wojskowych i antyterrorystycznych mogli ćwiczyć w obiektach zeskanowanych w świecie rzeczywistym i przeniesionych do wirtualnego świata.

3. Badania rozpoznawania emocji z użyciem technologii informatycznych – przegląd literatury

Głównym zadaniem badań dotyczących emocji jest uzyskanie informacji o stopniu emocjonalnym osoby badanej, jej zaangażowaniu w konkretne działanie

i analiza wpływu emocji na ludzkie zachowanie. Stosując technologie: motion capture, EEG bądź VR, otrzymujemy możliwość obserwacji, analizy a następnie kontroli emocji co stanowi ogromne znaczenie dla wielu aspektów życia codziennego. Interdyscyplinarne badania emocji można znaleźć w wielu pracach. Poniżej zaprezentowano wybrane badania uwzględniające przewodnie technologie.

W branży VR istnieje problem realistycznej reprezentacji awatarów pojawiających się w animacjach, grach i filmach. Dotychczasowe techniki skupiają się na uproszczonych metodach, w których, np.: ekspresja koloru skóry jest projektowana zgodnie ze zmianą oświetlenia [26]. Chcąc dodatkowo uwzględnić ekspresję emocjonalną awatara, badacze stają przed ogromną trudnością. W pracy [27] Min-Soo Kim oraz Kwang-Seok Hong, przedstawili autorską metodę ekspresji awatara, w której sygnały biologiczne powiązane ze stanami emocjonalnymi i zdrowotnymi, są wyodrębnione z obrazów ludzkiej twarzy przy użyciu VR. Przy uzyskiwaniu obrazu awatara, zmieniono wartości kolorów ludzkiej twarzy uwzględniając różnorodność sygnałów biologicznych, które wyodrębniano jako pierwsze. Dodanie wartości awatarowi, umożliwiło obserwację sygnałów biologicznych przypisanych jemu.

Vr-owa analiza emocjonalna może stanowić innowacyjne rozwiązanie i potencjalne narzędzie interwencyjne w świecie medycznym. E. Bekele i inni [28] przedstawili nowatorski system VR do analizy afektów w ekspresji twarzy u osób chorujących na schizofrenię – VR-SAAFE. Pozwala on na zrozumienie zaburzeń przetwarzania emocji koncentrując się na obserwacji twarzy. Autorzy VR-SAAFE przeprowadzili badanie wśród 12 pacjentów ze schizofrenią oraz 12 zdrowych osób. Obserwacji podlegała ekspresja emocjonalna twarzy zestawiona z przedstawianiem emocjonalnych twarzy w środowisku VR. Wyniki badań pozwoliły na precyzyjne i ilościowe oszacowanie deficytu umiejętności miękkich u osób ze schizofrenią.

Eksperymenty mające na celu wywołanie emocji przeprowadzili Kenta Hidaka i inni w pracy [29]. Badacze zbierali sygnały biologiczne od osób badanych, które były w konkretnych stanach emocjonalnych. Następnie wykorzystywali je jako zbiór danych treningowych do budowy systemu rozpoznawania emocji za pomocą uczenia maszynowego. Wyzwalanie emocji odbywało się poprzez projekcję scen stworzonych w VR. Jako klasyfikator przyjęto wektor SVM. Według badań, doświadczenie scen z VR było bardzo skutecznie w wyzwalaniu emocji. Jednak sposób uczenia się (wśród badanych) przez odtwarzanie scen VR poddany powinien zostać podany poprawkom.

Badania [30] wykazały, że istnieje związek między emocjami a połączeniem muzyki i kolorów. W oparciu o to, Veronika Szucs i Mostafa Elgendy zaprezentowali pomysł aplikacji do wizualizacji muzyki dla osób niedosłyszących, opartej na VR i środowisku programistycznym 3D [31].

W motion capture szczególną uwagę zwraca się na niezawodne śledzenie ruchów ludzkiego ciała z jak najmniejszą liczbą kamer oraz z możliwością

rejestracji w pomieszczeniach oraz na zewnątrz. Stąd tworzone są różne algorytmy detekcji ruchu. Na uwagę zasługuje algorytm A. Elhayek i inni [32], który opiera się na rozpoznawaniu obrazu metodą wspólnego wykrywania obrazów z generatywnym algorytmem śledzenia ruchu, który jest generowany na podstawie zunifikowanej energii optymalizacji pozy.

Badania wykorzystujące ruchy szkieletowe całego ciała do rozpoznawania ludzkich emocji w oparciu o rejestrację systemem optycznym motion capture firmy Vicon, zaprezentowano w pracy [33]. Badacze użyli sześciu kamer do przechwytywania położenia markerów umieszczonych na ciele osoby badanej. Digitalizacja ruchu na dane przemieszczenia odbywała się w osi x, y i z. Zebrane dane ukazywały cztery emocje: radość, smutek, złość i strach. W badaniach wykorzystano różne techniki uczenia maszynowego. Automatyczna klasyfikacja danych mieściła się w przedziale 84-92% w zależności od obliczeń (algorytmów). Wyniki te zostały porównane poprzez badanie użytkownika dotyczące postrzegania tych samych danych przy średniej dokładności klasyfikacji wynoszącej 93%.

Motion capture w badaniach emocji wykorzystali również Carlos Busso i inni [34]. Stworzyli oni IEMOCAP – interactive emotional dyadic motion capture database – bazę emocji. Baza powstała na podstawie badań ekspresji twarzy i ruchu dłoni podczas pisania oraz spontanicznego mówienia. W badaniu udział wzięło dziesięć osób. Na ich twarzach, głowach i rękach umieszczono markery. Badani wykonywali wybrane emocjonalne scenariusze mające wywołać rodzaj emocji – szczęście, złość, smutek, frustrację i stan neutralny. To pozwoliło na uzyskanie szczegółowych informacji o autentyczności emocji i powstanie wielomodalnej bazy.

Odczuwane emocje można powiązać ze zmianami parametrów chodu i kinematyki. Elisabeth Crane i Melissa Gross [35] przebadaly czterdziestu dwóch studentów w wieku 20-27 lat (22 kobiety, 20 mężczyzn), rejestrując za pomocą motion capture emocje negatywne, pozytywne oraz brak emocji. Po każdej próbie, badani wypełniali ankietę dotyczącą odczuwanych emocji. Następnie w celu sprawdzenia czy odczuwane emocje były rozpoznawalne w ruchach ciała badanych, klipy wideo pokazano innym sześćdziesięciu studentom (29 kobiet, 31 mężczyzn) w tym samym przedziale wiekowym. Obserwatorzy po każdym wideo wybierali jedną z dziesięciu emocji, której badany doświadczył podczas próby. Badanie potwierdziło założenia oraz fakt, że emocje można skutecznie wywołać w warunkach laboratoryjnych.

Carlos Busso i inni [36] analizowali systemy rozpoznawania emocji oparte wyłącznie na wyrazie twarzy bądź informacji akustycznej. Prezentowali także dwa podejścia połączenia obu metod – poziom decyzji i integracji na poziomie funkcji. Wykonali badania z użyciem motion capture, polegające na rejestracji szczegółowych ruchów twarzy poprzez markery umieszczone na twarzy osoby badanej. Ruchy twarzy zostały zarejestrowane wraz z jednoczesnym nagrywaniem mowy. Korzystano z bazy danych, klasyfikując cztery emocje:

smutek, złość, radość i stan neutralny. Wyniki pokazały, że połączenie metod wpływa na większą wydajność i niezawodność systemu rozpoznawania emocji.

System rozpoznawania emocji związanych z aktywnością ludzkiego mózgu przedstawili badacze z Uniwersytetu Delft w pracy [37]. Powstał w oparciu o badania sygnałów EEG osób, które stymulowano emocjonalnie obrazami. Efektem badań było zauważenie, że sygnały EEG zawierają wystarczającą ilość informacji by zakwalifikować emocje do jednej z 5 klas na dwóch wymiarach emocjonalnych – od wartościowości do pobudzenia. Przy obliczeniach zastosowano 3-krotną walidację krzyżową do treningu i testowania, osiągając wskaźnik klasyfikacji na poziomie 32% dla rozpoznawania wymiaru wartościowości z sygnału EEG oraz 37% dla wymiaru pobudzenia. Przy uwzględnieniu tylko skrajnych wartości w obu wymiarach uzyskano lepsze wskaźniki klasyfikacji – odpowiednio 71% i 81%.

Emocje mają ogromny wpływ na podejmowanie decyzji, zwłaszcza finansowych. Z związku z tym badacze [38] przeprowadzili badania rozpoznawania emocji za pomocą EEG, badając inwestora podczas symulacji giełdy. Po podłączeniu 19 elektrod, dokonywano pomiarów – 4 rodzaje emocji mierzone przez 2 minuty. Przed i po pomiarze emocji, proszono badanego o otwarcie bądź zamknięcie oczu na 1 minutę. Symulacja trwała 30 minut. Analiza danych dotyczyła: pre-processingu danych, ekstrakcji cech (KDE), klasyfikacji (MLP – architektura dwóch ukrytych warstw z 10-ma neuronami w każdej warstwie i dwoma wyjściami). Wynik ostateczny badań wskazał, że pozytywne emocje mogą zminimalizować ryzyko złych decyzji finansowych zaś strach – zmniejszyć racjonalność inwestora.

Ciekawe podejście badawcze w interpretacji stanów emocjonalnych przedstawiono w pracy [39]. Badacze zaprezentowali metodę analizy i poprawy oceny wrażliwości ludzkiej używając sygnałów fizjologicznych pochodzących z EEG, ECG, PPG, RESP i GSR. Stany emocjonalne rozpatrywano w przestrzeni dwuwymiarowej. Przy analizie EEG wyodrębniono wartości mocy za pomocą FFT i analizowano różne stany emocjonalne na podstawie mocy koncentracji fal alfa, beta i gamma. Do rozpoznania emocji użyto sieci neuronowej (11 warstw wejściowych i 3 warstwy wyjściowe).

System klasyfikujący trzy pozytywne oraz cztery negatywne emocje w czasie rzeczywistym stworzyli [40]. Badacze wykonali bazę 16-stu emocjonalnych filmików, które wyświetlono 30 uczestnikom. Analiza fal mózgowych odbywała się poprzez Emotiv EPOC. Prezentowany system składał się z sześciu modułów: wyodrębnienie emocji, rejestracja EEG, obróbka danych, ekstrakcja cech, klasyfikacja emocji i HMI. Eksperyment potwierdził dokładność i efektywność systemu. Jego przewaga na innymi systemami opiera się na wysokiej dokładności i zdolności rozpoznawania bardzo podobnych dyskretnych emocji, zamkniętych w koordynowanej przestrzeni wartościowości i pobudzenia emocjonalnego.

Faceteq prototype v.05 to projekt laboratorium *Emteq* mający na celu pomiar wyrazu twarzy i odpowiedzi biometrycznych podczas badań eksperymentalnych

w wirtualnej rzeczywistości [41]. *Emteq* opatentował użyte w projekcie: technologię suchego czujnika, algorytmy, metody pozyskiwania i przesyłania danych w czasie rzeczywistym.. Wewnątrz zestawu VR (Oculus Rift) wprowadzono zminiaturyzowane czujniki biometryczne odczytujące sygnały elektryczne pochodzące z twarzy i czaszki. System monitoruje również częstotliwość akcji serca i ruchy gałek ocznych. Sygnały elektryczne wychodzące ze skóry wskazują na ruch poszczególnych mięśni twarzy. Ruchy te mogą być odwzorowywane na określone emocje. Podczas uśmiechania się, gniewania czy też płakania, mięśnie twarzy układają się w różne kombinacje. Stosując VR można bezinwazyjnie zaobserwować i określić emocje. Czujniki znajdujące się w systemie *Faceteq* przekazują pozyskane dane do specjalnie dedykowanego oprogramowania. Stan emocjonalny jest wyrażany na bieżąco w świetle cyfrowym poprzez awatara osoby badanej. Rozpoznawanie emocji w czasie rzeczywistym za pomocą zestawu VR to niesamowita perspektywa dla wielu dziedzin życia. Przykładowo: rzeczywiste reakcje emocjonalne gracza mogą stać się częścią gry, zaś w marketingu – uzyskać informacje zwrotne odnośnie mediów. W przyszłości wirtualna rzeczywistość będzie wymagała coraz to bardziej zaawansowanej biometrii.

Badaniami emocji i ludzkich zachowań zajmuje się Centrum Analiz Medialnych Uniwersytetu Warszawskiego w Warszawie. Jednostka posiada najnowocześniejszą aparaturę, pozwalającą na precyzyjny pomiar ludzkich zachowań. W skład aparatury wchodzi: eyetrackery (śledzenie ruchu gałek ocznych), *facetra*ker (odczytywanie emocji z mięśni twarzy), GSR (badanie reakcji skórno-galwanicznej), EMG (analiza skurczów mięśni, w tym sercowego), EEG (aktywność mózgu), arena VR (aktywność człowieka w rozszerzonej i wirtualnej rzeczywistości), system *iMotions* (zbieranie pomiarów, nałożenie ich na wspólną oś czasu). Pomiary behawioralne przenikają się z pomiarami biometrycznymi. Oba rodzaje pomiarów należy analizować bardzo precyzyjnie i wieloaspektowo.

4. Porównanie technologii: motion capture, elektroencefalografia i wirtualna rzeczywistość

Współczesne projektowanie nowych technologii wymaga od twórców precyzyjnych założeń i przewidzenia możliwości aplikacji danej technologii w wielu dziedzinach. Przedstawione w poprzednim rozdziale badania, pokazują interdyscyplinarność badawczą i przenikanie się nauk ścisłych z humanistycznymi. Podejmując się badań dotyczących emocji, za słuszne uznaje się zapoznanie z psychologicznymi i neurobiologicznymi modelami emocji a także taksonomią ludzkich emocji (emocje automatyczne i refleksyjne) co wynika z interdyscyplinarności badawczej. Poniżej przedstawiono analizę trzech

głównych technologii przedstawiając wybrane zalety, wady, ograniczenia oraz uwagi do badań emocji.

MOTION CAPTURE

Zalety:

- Łatwość i dokładność przechwytywania ruchu.
- Prostota i szybkość obsługi.
- Wysoka dokładność pomiarowa i obliczeniowa.
- Możliwość współpracy z innymi urządzeniami, np. GSR, pulsometrem.

Wady:

- Dość wysoki koszt systemów, zwłaszcza optycznego.
- Problemy z prawidłowym uchwyceniem pozycji markerów w przypadku występowania dużej liczby markerów i przedmiotów odbłaskowych w przestrzeni akwizycji.
- Umieszczanie markerów na ciele badanego – pod wpływem potu, temperatury, markery mogą się odklejać.
- Pracochłonny i czasochłonny post-processing danych.
- Konieczność posiadania dedykowanego oprogramowania do rejestrowanych danych.

Ograniczenia: Dotyczą głównie miejsca, w którym zamierza się wykonywać badania. Systemy inercyjne i magnetyczne mogą być stosowane zarówno wewnątrz (w pomieszczeniu) jak i na zewnątrz. System optyczny ze względu na kamery, np. TS40, stosowany powinien być tylko w budynkach. Innym ograniczeniem jest też nadmiar urządzeń pomiarowych, które mogą powodować zakłócenia rejestracyjne.

Sposób badania emocji: Najczęściej emocje badane są z użyciem tzw. *facial motion capture*. Na twarz badanego naklejane są małe markery, które później rejestrowane są za pomocą kamer. Zmiany pozycji markerów pozwalają na odczyt mimiki twarzy i określenie emocji. Ponadto emocje bada się również analizując całą sylwetkę badanego – kąty zgięcia kończyn, nachylenia kręgosłupa czy też rodzaj chodu.

Uwagi odnośnie badań emocji: Najskuteczniejszym sposobem rozpoznawania emocji w motion capture jest *facial motion capture*. Z mimiki twarzy można wyczytać więcej i szybciej. Należy jednak pamiętać o indywidualnym podejściu do badanego, którego mimikę warto przeanalizować wcześniej bez urządzeń, np. podczas rozmowy.

EEG (Elektroencefalografia)

Zalety: EEG daje możliwość określenia aktywności mózgu i jego usprawnienia poprzez, np. neurofeedback. Imponująca jest rozdzielczość czasowa i relatywnie niski koszt.

Wady: Rozdzielczość przestrzenną określa się jako słabą. Aparatura jest również wrażliwa na zakłócenia, np. z sieci elektrycznej. Szybkość działania

interfejsów mózg-komputer nie jest duża. Dla osoby sparaliżowanej, czas będzie wydłużony. Szybkość zależy, m.in.: od stanu psychofizycznego. Ponadto istnieje konieczność poszukiwania nowych metod ekstrakcji i selekcji cech a także minimalizacji liczby elektrod.

Ograniczenia: Badaniom EEG często towarzyszą artefakty, np. z układu krwionośnego (aktywność mięśnia sercowego, oddychanie), z gałek ocznych (mrugnięcia powodujące powstanie potencjału o amplitudzie nawet 100uV), z napinania mięśni (napiecie mięśni karku, kończyn, ścisk szczęki), z przyrządów pomiarowych, ze wzmacniacza.

Sposób badania emocji: Emocje są wykrywane na podstawie analizy fal mózgowych, które pod wpływem wykonywanych zadań ulegają zmianie. Rozpoznawaniu emocji w EEG towarzyszy: selekcja cech, ekstrakcja cech oraz klasyfikacja cech. Prawidłowy dobór metod, wpływa na wyższą wykrywalność emocji.

Uwagi odnośnie badań emocji: Dzięki EEG można potwierdzić, że sprzeczne komunikaty emocjonalne z ciała i twarzy, wpływają na wczesne etapy przetwarzania informacji wzrokowej. Zgodnie z modelami emocji, rejon czołowy lewostronny wiąże się z dążeniem a rejon czołowy prawostronny – z unikaniem. Różnice w intensywności odpowiedzi emocjonalnych są cechą zależną od temperamentu. W badaniach często stosuje się metodę primingu (torowania), polegającą na wykorzystaniu neuroobrazowania i badaniu wpływu bodźca poprzedzającego reakcję na bodźce następujące po nim, np. pokazywanie badanym rysunków ludzkich sylwetek wyrażających strach, radość itp.

VR (virtual reality)

Zalety: Użytkownicy mogą wykorzystywać VR do celów edukacyjnych, rozrywkowych a także medycznych. Plusem jest możliwość manipulacji obiektami w przestrzeni wirtualnej. Ponadto ilość aplikacji VR powoduje ogromne możliwości dla wspomagania samorozwoju.

Wady: Najczęściej dotyczą wymagań sprzętowych. Ponadto osoby z chorobami błędnika i innymi mogą czuć się źle nawet po krótkiej chwili spędzonej w wirtualnym środowisku.

Ograniczenia: Wiążą się głównie z aplikacjami – tworzone filmiki bądź animacje wciąż zawierają luki w postaci, np. złego wymiarowania postaci – deformacja postaci przy nagłym zmianie kąta.

Sposób badania emocji: Badacze najczęściej implementują w środowisko wirtualne konkretne zadania, których wykonanie przez użytkownika ma na celu wywołanie danej emocji. W VR pojawiają się czujniki, o których wspomniano w rozdziale 2. Takie połączenie ułatwia określenie emocji.

Uwagi odnośnie badań emocji: VR posiada przewagę nad motion capture i EEG dzięki wirtualnemu środowiskowi, w którym badany może dokonywać manipulacji obiektami. Taka manipulacja może wyzwalać emocje.

Analizując powyższe technologie, warto zauważyć, że ze względu na różnorodność ich specyfiki trudno ocenić ich poziom przydatności dla badań

emocji. Ich możliwości są wciąż rozwijane stąd ocenę należy pozostawić użytkownikom. Z pewnością głównym celem tworzenia opisywanych technologii nie była analiza emocji, jednakże dowód ich zastosowania wskazuje na niesamowitą przydatność. W tabeli 1 przedstawiono ogólne zestawienie.

Tabela 2. Ogólne porównanie technologii

	Koszt	Główne dziedziny	Popularność technologii	Użytek domowy	Obsługa i analiza danych
EEG	Średni	Medycyna Psychologia	Średnia	Tak, ale wyłącznie specjalne zestawy, np. Emotiv EPOC. Typowa aparatura EEG ma inne przeznaczenie.	Obsługa wymaga praktyki – zwłaszcza przy podłączaniu elektrod, wzmacniacza oraz korzystania z oprogramowania. Analiza danych – przy prostych badaniach wymagana podstawowa wiedza dotycząca fal. Stopień skomplikowania analizy zależy od doboru metod, np. ekstrakcji cech.
Motion capture	Wysoki	Rozrywka Sport Medycyna	Duża	Nie. Ewentualnie kostiumy inercyjne dla prywatnych zastosowań.	Stosunkowo łatwa obsługa, często intuicyjna. Analiza danych ułatwiona dzięki oprogramowaniu przetwarzającemu dane w procesie post-processingu.
VR	Średni	Rozrywka Medycyna	Duża	Tak. Zarówno dla rozrywki, edukacji czy rehabilitacji.	Łatwa i intuicyjna obsługa. Analiza danych wymaga wcześniejszych prawidłowych założeń badawczych.

Źródło: opracowanie własne

Analizując tabelę 1, przy koszcie technologii znajdują się wartości: średni i wysoki. Ze względu na wielość firm oferujących technologie a co za tym idzie różnice w cenie, przyjęto, że koszt średni to min. 20 000zł. Przy określaniu popularności uwzględnia się aktualne zainteresowanie technologiami. Mimo, że EEG jest obecne na rynku najdłużej to jednak motion capture i VR z powodu

rozrywki wiedzy prym. W przypadku chęci używania technologii w domu najlepszym sposobem jest VR. Obsługa urządzeń dla laika może okazać się problematyczna, jednak w dzisiejszych czasach z wielu sprzętów korzysta się intuicyjnie.

5. Podsumowanie

Wyrażanie emocji odbywa się poprzez słowa, gesty, mimikę twarzy, ruch ciała a nawet myślenie. Rozpoznanie emocji za pomocą zwykłej obserwacji nie jest wysoko skuteczne ze względu na możliwość ukrywania bądź kamuflowania emocji. Dlatego też implementację narzędzi informatycznych w zagadnienie emocji uznaje się za bardzo słuszną. EEG, motion capture i VR pozwalają na precyzyjne określanie emocji. Jest to spowodowane badaniem cech fizjologiczno-psychologicznych i rejestracją sygnałów biologicznych. Pozyskanie zbioru danych dotyczących zarejestrowanych emocji pozwala na wykorzystanie kompleksowej wiedzy dla celów, m.in.: medycznych, psychologicznych. Opisywane technologie mogą niejednokrotnie zrewolucjonizować zagadnienia emocji, jeżeli ich twórcy będą wciąż je ulepszać i rozwijać.

Patrząc na zastosowania technologii: EEG, motion capture, VR, zauważalne jest ich największe wykorzystanie w dziedzinach: medycyna, psychologia, sport, fizjoterapia. Dla laika nowości technicznych, technologie te kojarzone będą głównie z rozrywką. Jednakże wszechobecne przenikanie się dziedzinowe w badaniach interdyscyplinarnych jest jak najbardziej akceptowalne.

Analizując przeprowadzone badania emocji z użyciem głównych technologii, stwierdza się, że nie tylko rozpoznanie ale również zrozumienie emocji stało się łatwiejsze. Wzrosła dokładność oceny emocji. Powstałe bazy i systemy emocji pozwoliły na porównywanie, udoskonalanie oraz dopasowywanie metod rejestracji emocji do indywidualnych jednostek.

Bibliografia

1. Ekman P., *Emotional and Conversational Nonverbal Signals, Knowledge and Representation. Philosophical Studies Series*, Springer 99, 39–50, 2004.
2. Amini R., Lisetti C., Ruiz G., *HapFACS 3.0: FACS-Based Facial Expression Generator for 3D Speaking Virtual Characters*, IEEE Transactions on Affective Computing 6(4), 348–360, 2015.
3. Yong-Jin L., Minjing Y., Guozhen Z., Yan G., Yuanchun S., *Real-Time Movie-Induced Discrete Emotion Recognition from EEG Signals*, IEEE Transactions on Affective Computing, 1–1, 2017.
4. Sibbing D., Kobbelt L., *Building a Large Database of Facial Movements for Deformation Model-Based 3D Face Tracking*, Computer Graphics Forum, 36(8), 285–300, 2017.

5. Gutierrez-Maldonado J., Rus-Calafell M., Gonzalez-Conde J., *Creation of a new set of dynamic virtual reality faces for the assessment and training of facial emotion recognition ability*, Virtual Reality, 18(1), 61–71, 2014.
6. Marzbani H., Marateb H.R., Mansourian M., *Neurofeedback: A Comprehensive Review on System Design, Methodology and Clinical Applications Basic and Clinical Neuroscience*, 7(2), 143–158, 2016.
7. Kołodziej M., Majkowski A., Sułko G., Rak R.J., *Neurofeedback – realizacja praktyczna w LabVIEW*, Przegląd Elektrotechniczny, 20, 263–265, 2013.
8. Mingyu L., Jue W., Nan Y., Qin Y., *Development of EEG Biofeedback System Based on Virtual Reality Environment*, IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, 5362–5364, 2005.
9. Cho B.H., *Attention Enhancement System using virtual reality and EEG biofeedback*, Proceedings IEEE Virtual Reality, 156–163, 2002.
10. Biofeedback EEG VR, <https://sensumed.pl/uslugi/biofeedback-eeg/> dostęp: 21.01.2018.
11. Baran K., Skublewska-Paszkowska M., Pszczoła-Pasierbiewicz I., *Metody akwizycji ruchu 3D na przykładzie ergometru wiosłarskiego*, Współczesne problemy fizjoterapii Wydawnictwo Naukowe TYGIEL, 18–38, 2016.
12. Skublewska-Paszkowska M., Montusiewicz J., Łukasik E., Pszczoła-Pasierbiewicz I., Baran K.R., Smółka J., Pueo B., *Motion capture as a modern technology for analysing ergometer rowing*, Advances in Science and Technology, Research Journal, 10(29), 132–140, 2016.
13. Gritsenko V., Dailey E., Kyle N., Taylor M., Whittacre S., Swisher A.K., *Feasibility of Using Low-Cost Motion Capture for Automated Screening of Shoulder Motion Limitation after Breast Cancer Surgery*, PLoS ONE, 10(6), 2015.
14. Zhou H. Hu H., *Human motion tracking for rehabilitation – A survey*, Biomedical Signal Processing and Control 3, Elsevier, 1–18, 2008.
15. Brodie M., Walmsley A., Page W., *Fusion motion capture: a prototype system using inertial measurement units and GPS for the biomechanical analysis of ski racing*, Sports Technology, 1, 17–28, 2008.
16. Van Der Zee S., Popped R., Taylor P.J., Anderson R., *To freeze or not to freeze: A motion capture approach to detecting deceit*, Proceedings of the Hawaii International Conference on System Sciences, 2015.
17. Lem S., *Summa Technologiae*, University of Minnesota Press, 2014.
18. Bialkova S., Van Gisbergen M.S., *When sound modulates vision: VR applications for art and entertainment*, IEEE 3rd Workshop on Everyday Virtual Reality (WEVR), 1–6, 2017.
19. Dascal J., Reid M., IsHak W.W., Spiegel B., Recacho J., Rosen B., Danovitch I., *Virtual Reality and Medical Inpatients: A Systematic Review of Randomized, Controlled Trials*, Innovations in Clinical Neuroscience, 14(1–2), 14–21, 2017.
20. Huang H.M., Liaw S.S., Lai C.M., *Exploring learner acceptance of the use of virtual reality in medical education: a case study of desktop and projection-based display systems*, Interactive Learning Environments (1–17), 2013.
21. Virtual Reality, <https://www.sothebysrealty.com/eng/virtual-reality>, dostęp: 21.01.2018.
22. Audi VR, <https://www.campaignlive.co.uk/article/audi-rolls-global-vr-experience-people-back-showroom/1441935>, dostęp: 21.01.2018.
23. Barnes S., *Understanding Virtual Reality in Marketing: Nature, Implications and Potential*, SSRN: <http://ssrn.com/abstract=2909100>, 2016.

24. Marriott VRoom Service <http://news.marriott.com/2015/09/marriott-hotels-introduces-the-first-ever-in-room-virtual-reality-travel-experience/>, 21.01.2018.
25. Reality 51, <http://www.reality51.com/pl>, dostęp: 21.01.2018.
26. Kakumanu P., Makrogiannis S., Bourbakis N., *A survey of skin-color modeling and detection methods*, Pattern Recognition Elsevier 40(3), 1106–1122, 2007.
27. Kim M.S., Hong K.S., *An avatar expression method using biological signals of face-images*, 2016 International Conference on Information and Communication Technology Convergence (ICTC), 1101–1103, 2016.
28. Bekele E., Bian D., Peterman J., Park S., Sakar N., *Design of a Virtual Reality System for Affect Analysis in Facial Expressions (VR-SAAFE): Application to Schizophrenia*, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 25(6), 739–749, 2017.
29. Hidaka K., Qin H., Kobayashi J., *Preliminary test of affective virtual reality scenes with head mount display for emotion elicitation experiment*, 17th International Conference on Control, Automation and Systems (ICCAS), 325–329, 2017.
30. Schloss K.B., Palmer S.E., *The color of music*, Journal of Vision, 8(6), 580–580a, 2008.
31. Szucs V., Elgendy M., *Assistive metod for people with hearing disability-music visualisation*, IEEE 30th Neumann Colloquium (NC), 000117–000118, 2017.
32. Elhayek A. i inni, *MARConI-ConvNet-Based MARKer-Less Motion Capture in Outdoor and Indoor Scenes*, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 39(3), 501–514, 2017.
33. Kapur A., Kapur A., Virji-Babul N., Tzanetakis G., Driessen P.F., *Gesture-Based Affective Computing on Motion Capture Data*, Affective Computing and Intelligent Interaction ACII 2005 Lecture Notes in Computer Science Springer, 3784, 1–7, 2005.
34. Busso C., Bulut M., Lee CC. i inni., *IEMOCAP: interactive emotional dyadic motion capture database*, Lang Resources & Evaluation Springer 42, 2008.
35. Crane E., Gross M., *Motion Capture and Emotion: Affect Detection in Whole Body Movement*, Affective Computing and Intelligent Interaction. ACII 2007 Lecturer Notes in Computer Science Springer, 4738, 95–101, 2007.
36. Busso C., Deng Z., Yildirim S., Bulut M., Lee C.M., Kazemzadeh A., Lee S., Neumann U., Narayanan S., *Analysis of emotion recognition using facial expressions, speech and multimodal information*, ICM'04 Proceedings of the 6th International Conference on Multimodal Interfaces, 205–211, 2004.
37. Horlings R., Datcu D., Rothkrantz L.J.M., *Emotion recognition using brain activity*, Proceedings of the 9th International Conference on Computer Systems and Technologies and Workshop for PhD Students in Computing Article, 6, 2008.
38. Izzati N., Razi M., Othman M., Yaacob H., *EEG-based Emotion Recognition in the Investment Activities*, ICICTMW 2016.
39. Gilsang Y., Hong S., *Emotion Evaluation Analysis and System Design of Biosignal*, 2016.
40. Liu Y.J., Zhao G., Ge Y., Shi Y., *Real-Time Movie-Induced Discrete Emotion Recognition from EEG Signals*, Transactions on Affective Computing 2017.
41. Mavridou I. i inni, *FACETEQ interface demo for emotion expression in VR*, IEEE Virtual Reality (VR), 441–442, 2017.

Wybrane metody segmentacji obrazów medycznych

1. Wstęp

Segmentacja upraszcza obrazu przez zmniejszenie nadmiarowej informacji, pogrupowania pikseli o zbliżonych wartościach intensywności lub łączenia pikseli opisujących poszczególne elementy. To proces partycjonowania cyfrowego obrazu na kilka części. Celem segmentacji jest uproszczenie, zmiana reprezentacji obrazu na bardziej znaczący i łatwiejszy do analizy. Obszarami są zbiory pikseli, zaś jako kryteria jednorodności obszarów wybierane są między innymi poziom szarości, barwa, czy tekstura. Po procesie segmentacji piksele obrazu podzielone są na określone rozdzielne klasy względem określonego wcześniej algorytmem kryterium [1].

Istotne z praktycznych zastosowań segmentacji obrazu jest obrazowanie medyczne. Monografia przedstawia wykorzystanie wybranych metod segmentacji w przetwarzaniu obrazów medycznych uzyskanych różnego rodzaju technikami obrazowania. Wysegmentowane elementy pomagają w lokalizacji guzów i innych patologii, w diagnozie, badaniu struktury anatomicznej i w planowaniu operacji. Opracowano wiele algorytmów i technik ogólnego zastosowania do segmentacji obrazu.

2. Metody progowe

Najprostszą metodą segmentacji obrazu jest metoda progowania. Ta metoda jest oparta na poziomie dobranej wartości progowej, aby przekształcić obraz w skali szarości w obraz binarny. Istnieje również zrównoważony próg histogramu. Kluczem tej metody jest wybranie jednej wartości progowej lub kilku wartości, gdy wybrano wiele poziomów. Stosuje się kilka popularnych metod, w tym metodę maksymalnej entropii, metodę Otsu (maksymalna wariancja) i metodę k-średnich.

2.1. Segmentacja przez progowanie

Jedną z podstawowych metod segmentacji obrazu jest właśnie segmentacja przez progowanie. Pozwala ona wyznaczyć wartość progową T (w skali jasności obrazu). Każdy piksel obrazu po dokonaniu tej segmentacji jest przydzielany

* magdalena.michalska@pollub.edu.pl Instytut Elektroniki i Technik Informacyjnych, Wydział Elektrotechniki i Informatyki, Politechnika Lubelska

do jednej z kategorii. Istotna jest tutaj wartość większa bądź równa wartości progowej oraz wartość mniejsza od wartości progowej.

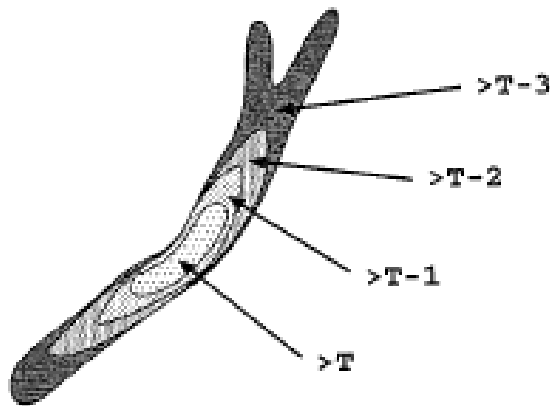
$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{dla } f(x, y) \geq T \\ 0 & \text{dla } f(x, y) < T \end{cases} \quad (1)$$

Po progowaniu uzyskuje się obraz binarny, którego macierz składa się z samych zer i jedynek. Wyróżniamy kilka rodzajów progów. Pierwszym z nich jest globalnym progiem jasności. Mamy z nim do czynienia przy wyznaczaniu progu globalnego, kiedy wartość progu ustalona została na podstawie całego obrazu. Natomiast kiedy wartość progu zależy od współrzędnych przestrzennych (x,y) obrazu wówczas próg jest ustalany dynamicznie.

Segmentacja przez progowanie została wykorzystana w [2]. Autorzy opracowali automatyczny schemat segmentacji obrazu, aby określić pojawienie się przerzutów nowotworów do płuc na podstawie obrazów PET. W badaniach klinicznych zastosowano fantom Jaszczaka zawierający zestaw kulek o objętościach w zakresie od 0,4 do 5,5 ml, co odpowiada zjawiskom obserwowanym klinicznie podczas uszkodzeń płuc. Wyniki uwzględniające fantom porównano z wynikami otrzymanymi podczas badań pacjentów z pierwotnymi lub przerzutowymi zmianami w płucach. Proóg segmentacji zmian zarówno w fantomie jaki i dla zmian u pacjentów był zastosowany do obrazów PET w celu uzyskania aktywności związanej z uszkodzeniem i ostatecznym oszacowaniem wartości objętość uszkodzenia. Analiza danych fantomowych wykazała, że segmentacja obrazu zbiegła się z ustaloną wartością progową od 36% do 44% dla objętości kulki większej niż 4 ml. Wykorzystana metoda progu adaptacyjnego zastosowana do skanowania PET dokładnie określa objętość guza. Należy jednak o niepewnościach jakie pojawiają się podczas obiektywnej oceny zmiany chorobowej przez lekarza. Związane jest to z dokładnym rysowaniem obszarów zainteresowania, które są wytyczane w procesie diagnostyki.

Dla progowania wielopoziomowego buduje się wektor T zawierający elementy T_1, T_2, \dots, T_N , którego elementami są wartości wybranych poziomów przeprowadzanego progowania. Na Rysunku 1 przedstawiono działanie progowania pozwalające na otrzymanie 4 regionów. Powstanie wówczas obraz podzielony przez dokonanie wybranej segmentacji o $N+1$ różnych jasnościach. Poniższe wyrażenie pozwala na uzyskanie trzech takich obszarów A_1 , A_2 i A_3 .

$$g(x, y) = \begin{cases} A_1 & \text{gdy } f(x, y) \leq T_1 \\ A_2 & \text{gdy } T_1 < f(x, y) \leq T_2 \\ A_3 & \text{gdy } f(x, y) > T_2 \end{cases} \quad (2)$$



Rys. 1. Podstawa działania progowania wielopoziomowo obrazu dla 4 regionów

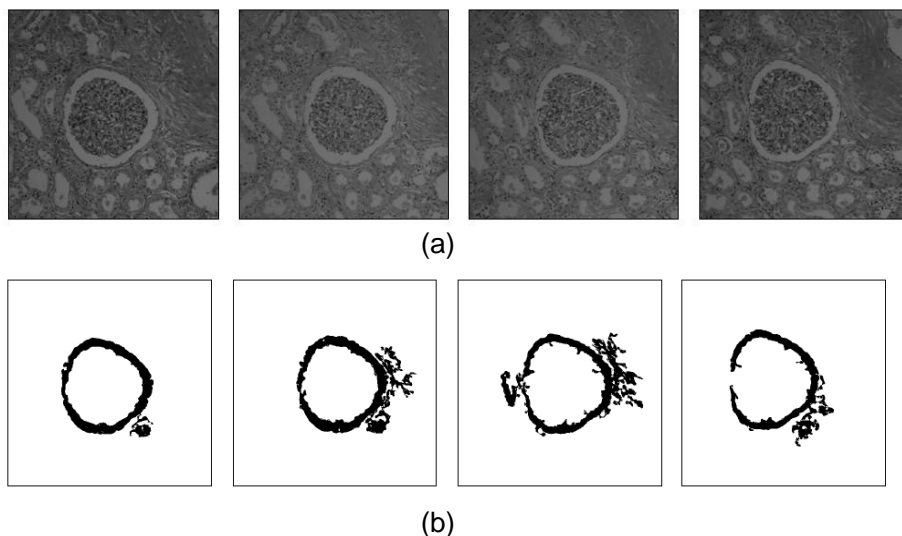
Źródło: Hoover A., Kouznetsova V., Goldbaum M., Locating blood vessels in retinal images by piecewise threshold probing of a matched filter response, IEEE Transactions on Medical imaging, 19(3), 203–210, 2000.

Wspomniana metoda progowania wielopoziomowo została wykorzystana do lokalizacji i określenia zarysu naczyń krwionośnych w obrazach dna oka [3]. Takie narzędzie okazało się przydatne specjalistom okulistycznym do badań przesiewowych, oceny leczenia i badaniach klinicznych. Zastosowano ją dla 20 obrazów otrzymując aż 90% wynik pozytywnie dodatni (TP). Potwierdza to, że metody segmentacji pozwalają w bardzo zadowalający sposób zobrazować ukrwienie gałki ocznej i pomóc w ocenie diagnostycznej. Otrzymane wyniki po procesie wielopoziomowej segmentacji pokazywane są w skali szarości, każdy region zabarwiony jest inną barwą (im ciemniejszy piksel na obrazie, tym wyższy zadany próg).

2.2. Metoda Otsu

Metoda Otsu jest jedną z metod progowania i jest często używana w różnych dziedzinach. Polega ona na weryfikacji możliwych progów, kolejnym krokiem jest wybór takiego, by wariancja wewnątrzklasowa była jak najmniejsza lub wariancja międzyklasowa była jak największa. Dany obraz o N poziomach jasności $[0, N-1]$ podzielony zostaje przez próg t na dwie klasy: klasę obiektu oraz klasę tła. Oblicza się następnie prawdopodobieństwa (wartości znormalizowanego histogramu) dla obu klas. Metoda Otsu opisuje klasy przez funkcje prawdopodobieństwa: rozkład klasy obiektu oraz rozkład klasy tła. Obraz z klasami charakteryzowany jest poprzez wartości średnie oraz wariancje w poszczególnych klasach. Algorytm Otsu dąży do wyznaczenia wartości

wariancji międzyklasowej dla każdej wartości progowej t , a progiem optymalnym t^* jest wartość t dla której wariancja międzyklasowa osiąga wartość maksymalną.



Rys. 2. Wykorzystanie metody Otsu, (a) oryginalne obrazy z sekwencji obrazów biopsji nerek, (b)wyniki działania metody

Źródło: Pohle R., Toennies K. D., Segmentation of medical images using adaptive region growing., Proceedings of SPIE Medical Imaging, 4322(9), 1337–1346, 2001.

Wspomniana metoda została wykorzystana do segmentacji patologii, znajdujących się w próbce po biopsji nerki [6]. Podstawową ideą automatycznego progowania jest automatyczny wybór optymalnego lub kilku optymalnych wartości progowych poziomu szarości do oddzielania interesujących obiektów w obrazie od tła. Jedną z istotnych cech wybranej metody segmentacji jest jej wrażliwość na rozmiar obiektu. Jeśli proporcja obiektu jest znacznie mniejsza niż tło, to piksele w tle zostaną błędnie sklasyfikowane jako obiekt. Natomiast jeśli proporcja obiektu jest o wiele większa niż tło, piksele w obiekcie zostaną błędnie sklasyfikowane jako tło. W przypadku próbek z biopsji nerek rozmiar obiektu jest bardzo duży, a tło małe, może nastąpić błędna klasyfikacja pikseli według tradycyjnej metody Otsu. Aby rozwiązać ten problem, należy wykonać analizę histogramu na podstawie falkowej transformacji w celu skorygowania progu Otsu.

3. Segmentacja w oparciu o regiony

Algorytmy segmentacji w oparciu o regiony można dodatkowo podzielić na algorytmy segmentacji opartej na parametrycznym modelu i algorytmy rosnące w regionie. Pierwsze opierają się na założeniu parametrycznego modelu powierzchni i grupowania punktów danych tak, że wszystkie z nich można uznać za punkty powierzchni z założonego modelu.

Algorytmy rosnące w regionie rozpoczynają się od segmentacji obrazu w regionach początkowych. Regiony te są następnie łączone lub rozszerzane. Początkowe regiony można uzyskać przy użyciu różnych metod, w tym metod iteracyjnych lub losowych. W tej metodzie poszukuje się grup elementów o zbliżonym poziomie jasności. Algorytm rozpoczyna od jednego elementu i sprawdza czy elementy sąsiednie mają podobną jasność, określoną wartością z zakresu. Jeśli tak, to są grupowane w jeden obszar. Skutkuje to rozrastaniem się pojedynczych elementów obrazu. Wyniki segmentacji przez rozrost silnie zależą od wyboru progu.

3.1. Algorytmy rosnące w regionie

Algorytmy rosnące w regionie zakładają wybranie punktów początkowych, które zwane są ziarnami. Algorytm segmentacji sprawdza sąsiednie piksele ziaren i decyduje na podstawie założonego zakresu czy dany piksel powinien być dodany do bieżącego regionu. Proces przebiega iteracyjnie, podobnie jak w algorytmach klasteryzacji danych.

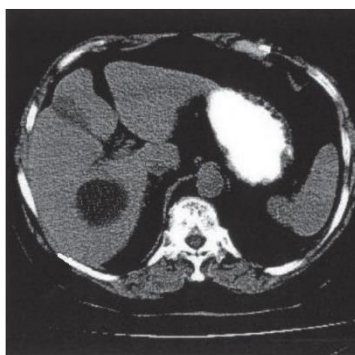
Pierwszym krokiem tworzenia regionu jest wyznaczenie ziaren. Ustalane są one na podstawie określonego wcześniej kryterium. Region rozrasta się od ziarna do przyległego piksela w zależności od podanego kryterium przynależności, którym może być intensywność piksela, poziom szarości lub kolor. Wartości te wyznacza się na podstawie histogramu obrazu. Podczas segmentacji używa się cztero- lub ośmiopunktowego sąsiedztwa. Co oznacza, że brane są pod uwagę informacje z czterech sąsiednich pikseli stykających się bokami lub ośmiu sąsiednich pikseli stykających się bokami i wierzchołkami.

Podczas mechanizmu podziału obszarów na regiony na początku cały obraz traktowany jest jako jeden region. Następnie sprawdzany jest warunek jednolitości. Jeżeli obszar nie spełnia zadanego kryterium, zostaje podzielony na równe części. Krok iteracyjny zostaje zakończony. W kolejnym kroku, brane pod uwagę są cztery regiony. Algorytm jest powtarzany do momentu, aż regiony nie spełnią kryterium jednolitości. Wówczas sprawdzany region zostaje automatycznie dzielony na cztery i proces powtarza się nadal do momentu, aż wszystkie obszary spełniają żądane kryterium [7].

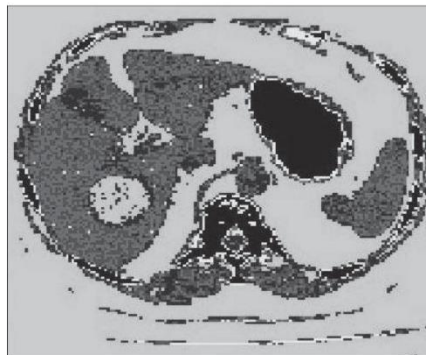
Bardzo istotny jest właściwy dobór ziaren właściwy w zależności od pożądanego efektu umiejscowienie ziaren w tym samym obrazie może być różne. Należy pamiętać, iż im większą ilość informacji posiadamy, tym łatwiej wybrać

ziarna i próg. Ważną kwestią jest zakres, ustalony z góry poziom, poniżej którego algorytm przypisuje piksele do wspólnego regionu [8].

W [4] przy segmentacji skorzystano z metody łączenia regionów. W tej metodzie punkty zaszczipienia są wymagane do zainicjowania procesu, wyniki segmentacji są zależne od wyboru nasion. Regiony rozwijają się iteracyjnie, łącząc sąsiadujące piksele w zależności od kryterium połączenia. Proces ten jest kontynuowany, dopóki wszystkie piksele nie zostaną przypisane do odpowiednich regionów zgodnie z kryterium połączenia. Zastosowano również podział regionalny, który jest przeciwieństwem scalania regionów, a cały obraz jest stale dzielony, dopóki nie jest możliwe dalsze dzielenie regionu. Metoda podziału i scalania opiera się na reprezentacji danych w której segment obrazu jest dzielony na cztery kwadraty. Pod warunkiem, że oryginalny segment nie jest jednorodny we właściwościach. Następnie cztery sąsiednie kwadraty łączą się w zależności od jednolitości regionu (segmentów). Proces podziału i scalania jest kontynuowany do momentu, gdy nie będzie możliwe dalsze rozdzielanie i scalanie.



(a)



(b)

Rys. 3. Segmentacja obrazów CT oparta na regionach jest (a) obraz oryginalny, (b) wynik działania segmentacji oparty o 3 regiony

Źródło: Sharma N., Aggarwal L. M., Automated medical image segmentation techniques, J Med. Phys., 35(1), 3–14, 2010.

4. Segmentacja przez wykrywanie krawędzi

Algorytmy podziału oparte są na wykrywaniu krawędzi stosując detektor krawędzi do wyodrębniania krawędzi. Po wyodrębnieniu granic krawędzie o wspólnych właściwościach są grupowane razem. Segmentacja przez

wykrywanie krawędzi daje zestaw segmentów, które łącząc się obejmują cały obraz lub konturów z obrazu. Każdy z pikseli w regionie jest podobny w odniesieniu do niektórych właściwości charakterystycznych lub obliczonych. Sąsiednie regiony różnią się znacząco pod względem tych samych cech.

Krawędź jest to linia oddzielająca obszary o różnej jasności, różnym poziomie nasycenia. Jest więc pewnym obszarem przejścia między dwoma poziomami jasności. Ostre krawędzie na obrazie odzwierciedlają ważne informacje i nieregularności, a detekcja wszelkich anomalii jest pożądana we wszelkiego rodzaju obrazowaniu medycznym. Do metod detekcji krawędzi zaliczają się kategorie wykorzystujące badanie pierwszej pochodnej (metody gradientowe) i drugiej pochodnej.

Poniżej opisano następujące maski: Robertsa, Prewitta, Sobela, które są wykorzystywane do detekcji krawędzi. Z upływem czasu pojawia się wiele nowych technik wykorzystujących detekcję krawędzi, stosuje się również operacje pozwalające na przygotowanie obrazu do obróbki za pomocą filtrów krawędziowych. W [9] ulepszono zasięg segmentacji obrazu opartej na technikach wykrywania krawędzi. Opracowane podejście lepiej zachowuje topologię obiektu. Eksperymenty przeprowadzono w popularnej bazie danych obrazów a wyniki porównano z czterema innymi tradycyjnymi wartościami.

4.1. Maska Robertsa

Użycie maski Robertsa polega na obliczeniu różnic luminancji pikseli znajdujących się w sąsiedztwie po przekątnych. Następnie dodawane są ich wartości bezwzględne. Wynikowy obraz powstaje po dokonaniu splotu macierzy obrazu z każdą z przedstawionych poniżej macierzy o wymiarach 2x2 o współczynnikach 0, -1, 1.

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix} \quad \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix} \quad (3)$$

Operacje dają dwie macierze ukazujące pochodne kierunkowe obliczone dla dwóch kierunków 135° i 45°. Obliczenie różnic modułów z odpowiadających sobie elementów macierzy pozwala na otrzymanie wyniku.

4.2 Maska Prewitta

W cyfrowym przetwarzaniu obrazów do detekcji krawędzi pionowych, poziomych i ukośnych używany jest operator Prewitta umożliwiający wyznaczenie dla każdego piksela obrazu estymaty pochodnej kierunkowej w jednym z 8 kierunków. Określany jest kierunek oraz wielkość krawędzi na podstawie najbardziej dopasowanej maski. Poniżej przedstawiono przykłady masek dla kątów 0°, 45°, 90° i 135°.

$$P_1 = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad P_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & -1 & 0 \end{bmatrix} \quad P_3 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix} \quad P_4 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & -1 \\ 0 & -1 & -1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

Każdą kolejną maskę dostaje się przez obrót podanej maski o 180° . Wystarczające jest obliczenie splotu z czterema pierwszymi maskami, ponieważ różnią się od pozostałych tylko znakiem.

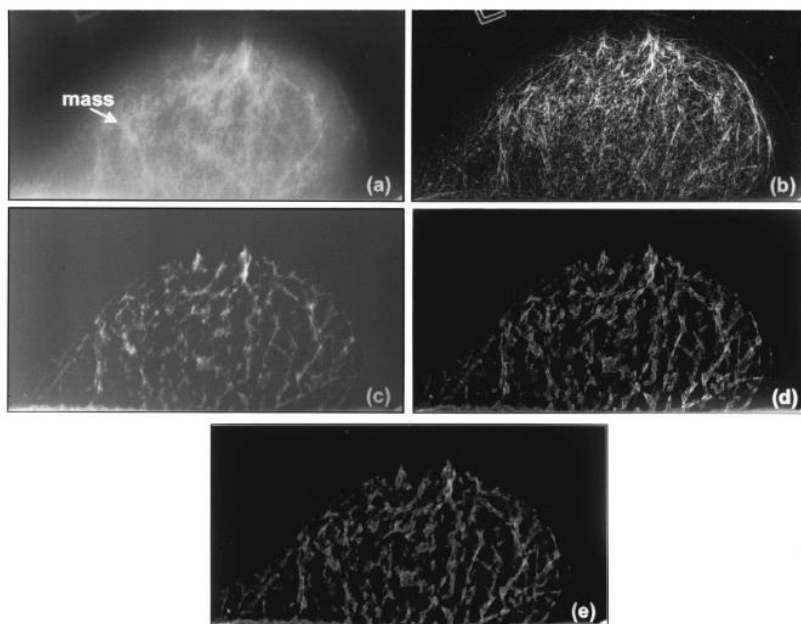
4.3. Maski Sobela

Otrzymane wartości pochodnych cząstkowych informują o wektorze gradientu dla każdego z punktów obrazu. Maski dzięki której można uzyskać maksymalną wartość pochodnej określa moduł i kierunek gradientu z rozdzielczością 45° . Poniżej przedstawiono przykłady masek dla kątów 0° , 45° , 90° i 135° .

$$S_1 = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad S_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \\ -2 & -1 & 0 \end{bmatrix} \quad S_3 = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix} \quad S_4 = \begin{bmatrix} 2 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & -1 \\ 0 & -1 & -2 \end{bmatrix} \quad (5)$$

Kolejne maski powstają przez obrót podanych masek o 180° . Istotne jest, iż maski mają różne znaki. Należy więc obliczyć sploty z czterema pierwszymi maskami.

Wydajność tej metody zależy od obecności szumu w obrazie pierwotnym. W obrazie mogą występować fałszywe krawędzie i słabe krawędzie, które mogą mieć negatywny wpływ na wyniki segmentacji. Techniki wykrywania krawędzi muszą być stosowane w połączeniu z techniką opartą na regionie w celu pełnej segmentacji.



Rys. 4. Kroki przetwarzania obrazów: (a) oryginalny mammogram, (b) obraz po poziomej i pionowej filtracji Sobel oryginalnej mammografii, (c) obraz wynikający z filtrowania FWG oryginalnej mammografii, (d) obraz z poziomego i pionowego filtrowania Sobela obrazu FWG, (e) obraz wynikający z medianowego filtrowania

Źródło: Petrick N., Chan H. P., Sahiner B., Helvie M. A., Combined adaptive enhancement and region-growing segmentation of breast masses on digitized mammograms, Medical physics, 26(8), 1642–1654, 1999.

5. Narzędzia sztucznej inteligencji do segmentacji

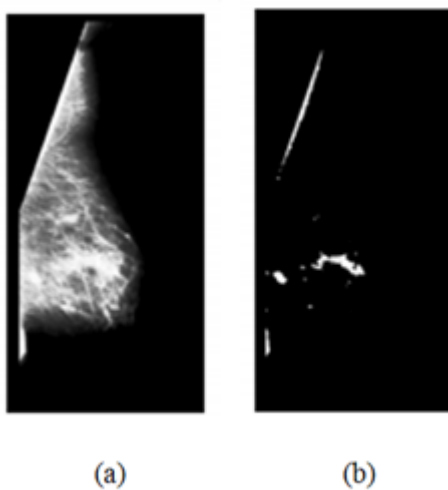
Automatyczne metody segmentacji zostały oparte również na technikach opartych na sztucznej inteligencji. Techniki te można zaklasyfikować jako nadzorowane i nienadzorowane. Nadzorowana segmentacja wymaga interakcji operatora w trakcie procesu segmentacji, podczas gdy metody nienadzorowane zwykle wymagają zaangażowania operatora dopiero po zakończeniu segmentacji. Metody nienadzorowane są preferowane, aby zapewnić powtarzalny wynik. Jednak w przypadku niewystarczającego wyniku nadal wymagana jest interakcja operatora w celu korekty błędów.

W nadzorowanej kategorii możemy umieścić głównie algorytmy oparte na sztucznej sieci neuronowej. Składa się z dużej liczby połączonych ze sobą elementów przetwarzających (sztuczne neurony), które działają wspólnie w celu rozwiązania konkretnych problemów.

W [11] zastosowano sieć neuronową do wysegmentowania mikrozwapnień w piersiach kobiet diagnozowanych za pomocą mammografii. W przypadku SSN uczenie się osiąga się przez dostosowanie ciężarów i stroniczości neuronów w odniesieniu do procedury treningowej i danych treningowych. Metoda jest szeroko stosowana w celach segmentacji i klasyfikacji, zarówno nadzorowanych i niekontrolowanych trybach. Mimo, że opracowano wiele różnych algorytmów większość z tych algorytmów klasyfikacji tekstury wymaga intensywnego nadzoru i szkolenia.

Czasami nadzorowana segmentacja obrazu i metody klasyfikacji stają się bardzo kosztowne, trudne, a nawet niemożliwe. Aby poprawnie wybrać i oznaczyć dane szkoleniowe za pomocą ich prawdziwej kategorii szkolenie jest głównym wymogiem wielu algorytmów opartych na sieciach neuronowych. W przypadku różnych zestawów danych, analizy różnych obrazów cały wysiłek związany jest z wyborem zestawu danych treningowych i samego treningu.

Główna zaleta SSN to umiejętność uczenia się adaptacyjnie, wykorzystanie danych treningowych do rozwiązywania złożonych problemów. Mają zdolność samoorganizacji, mogą stworzyć własną organizację w zależności od informacji, które otrzymuje w czasie nauki. Posiadają jeszcze możliwość działania w czasie rzeczywistym ze względu na równoległą konfigurację.



Rys. 5. Segmentacja z użyciem sieci neuronowej, (a) oryginalny mammograf, (b) wynik działania segmentacji

Źródło: Sampaio W. B., Diniz E. M., Correa Silva A., Cardoso de Paiva A., Gattass M., Detection of masses in mammogram images using CNN geostatistic functions and SVM, Computers in Biology and Medicine 41, 653–664, 2011.

6. Podsumowanie

Dostępne techniki segmentacji obrazów medycznych są specyficzne dla zastosowania, modalności obrazowania i rodzaju badanej części ciała. Nie ma uniwersalnego algorytmu segmentacji każdego obrazu medycznego. Każdy system obrazowania ma swoje własne specyficzne ograniczenia. Oczywiście niektóre metody są bardziej ogólne w porównaniu do wyspecjalizowanych algorytmów i można je zastosować do szerszego zakresu danych.

W przypadku segmentacji obrazu medycznego celem jest badanie struktury anatomicznej, zidentyfikowanie regionu zainteresowania, pomoc w planowaniu leczenia przed radioterapią. Chociaż zaproponowano szereg algorytmów w dziedzinie segmentacji obrazów medycznych, segmentacja obrazu medycznego nadal stanowi złożony i trudny problem.

W ostatnich latach zaproponowano szeroką gamę podejść do segmentacji obrazów mających własne zalety i ograniczenia. Podejść do segmentacji obrazu jest wiele, można je uszeregować na podstawie stosowalności, przydatności, wydajności i kosztów obliczeniowych. Techniki segmentacji oparte na technikach poziomu szarości, takie jak progowanie i techniki oparte na regionach są najprostszymi technikami i znajdują ograniczone zastosowania. Jednak ich wydajność można poprawić, integrując je z technikami sztucznej inteligencji.

Różnorodne algorytmy oparte na sieciach neuronowych są również dostępne dla segmentacji opartej na fakturze i klasyfikacji z dobrą dokładnością. Jednak większość tych algorytmów opartych na sieci neuronowej wymaga intensywnego nadzoru i szkolenia, a ich działanie zależy od metody szkolenia i danych wykorzystywanych podczas szkolenia. Wśród algorytmów segmentacji obrazu medycznego i algorytmów klasyfikacji pożądane są następujące cechy: dokładność, niezawodność, powtarzalność, solidność i najmniejsze uzależnienie od operatora.

Bibliografia

1. Wróbel Z., Koprowski R., *Praktyka przetwarzania obrazów z zadaniami w programie Matlab*, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2012.
2. Erdi Y. E., Mawlawi O., Larson S.M., Imbriaco M., Yeung H., Finn R., Humm J.L., *Segmentation of lung lesion volume by adaptive positron emission tomography image thresholding*, *Cancer* 80(12), 2505–2509, 1997.
3. Hoover A., Kouznetsova V., Goldbaum M., *Locating blood vessels in retinal images by piecewise threshold probing of a matched filter response*, *IEEE Transactions on Medical imaging*, 19(3), 203–210, 2000.
4. Sharma N., Aggarwal L.M., *Automated medical image segmentation techniques*, *J Med Phys.*, 35(1), 3–14, 2010.
5. Greenspan H., van Ginneken B., Summers R. M., *Deep Learning in Medical Imaging: Overview and Future Promise of an Exciting New Technique*, *IEEE Transactions on Medical Imaging* 35(5), 1153–1159, 2016.

6. Pohle R., Toennies K. D., *Segmentation of medical images using adaptive region growing*, Proceedings of SPIE Medical Imaging, 4322, 9, 1337–1346, 2001.
7. Sharma N., Aggarwal L. M., *Automated medical image segmentation techniques*, Journal of medical physics/Association of Medical Physicists of India 35(1), 3–14, 2010.
8. Doros M., *Przetwarzanie obrazów: materiały pomocnicze do ćwiczeń*, Wydawnictwo WIT, Warszawa 2005.
9. Bellon O. R., Silva L., *New improvements to range image segmentation by edge detection*, IEEE Signal Processing Letters 9(2), 43–45, 2002.
10. Petrick N., Chan H. P., Sahiner B., Helvie M. A., *Combined adaptive enhancement and region-growing segmentation of breast masses on digitized mammograms*, Medical physics, 26(8), 1642–1654, 1999.
11. Sampaio W. B., Diniz E. M., Correa Silva A., Cardoso de Paiva A., Gattass M., *Detection of masses in mammogram images using CNN, geostatistic functions and SVM*, Computers in Biology and Medicine 41, 653–664, 2011.

Zastosowanie „deep learningu” w analizie obrazów medycznych

1. Wstęp

Techniki uczenia maszynowego (*machine learning*) zrewolucjonizowały proces analizy obrazów, również medycznych. Istnieje wiele skutecznych algorytmów umożliwiających klasyfikację według ustalonych cech, jednak wciąż poszukiwane są nowe metody automatycznej diagnostyki obrazowej. W przypadkach bardziej skomplikowanych problemów analitycznych, zastosowanie znalazła zaawansowana technika, zwana „głębokim uczeniem” (*deep learning*). Metoda ta doprowadziła do zwiększenia wydajności istniejących technik uczenia maszynowego i rozwiązania problemów wcześniej uznawanych za nierozwiązywalne [1–2].

Deep learning jest podkategorią uczenia maszynowego, polegającą na tworzeniu wielowarstwowych sieci neuronowych, które naśladują czynności warstw neuronów w ludzkim mózgu. Algorytmy głębokiego uczenia są ułożone hierarchicznie, według rosnącej złożoności. Pozwala to na stworzenie systemów predykcyjnych do analizy dużych zbiorów danych [3–4].

Tradycyjne uczenie maszynowe jest procesem nadzorowanym, wymaga stworzenia bazy przykładów na których pracuje maszyna, precyzyjnego określenia poszukiwanych cech oraz wspomagania poprzez poprawianie powstałych błędów. Przewagą deep learningu jest fakt, że proces uczenia odbywa się bez nadzoru. Program samodzielnie buduje zestaw cech do rozpoznania, co jest szybsze i zazwyczaj bardziej dokładne. Dzięki temu, proces głębokiego uczenia nie wymaga bezpośredniego udziału człowieka [4–5].

2. Sieci konwolucyjne

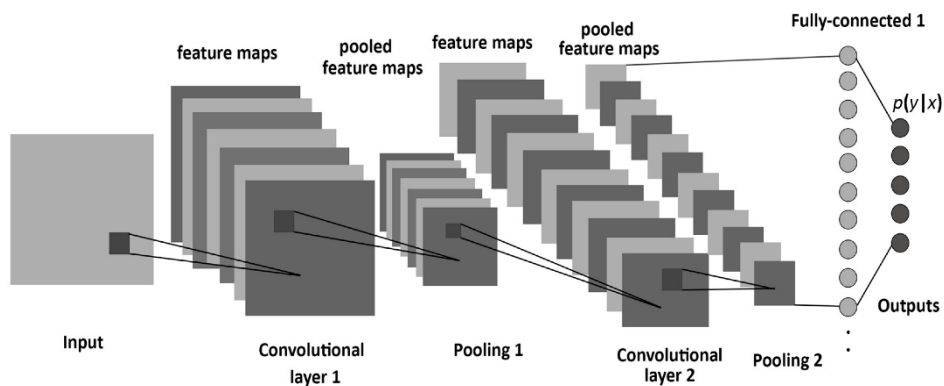
Wraz z rozwojem zastosowań głębokiego uczenia, tworzono nowe architektury sieci dedykowane konkretnym rodzajom danych. Standardowe sieci zastosowane do analizy obrazów o dużej rozdzielczości miały zbyt duże rozmiary oraz zbyt długi czas oczekiwania na wyniki. W celu zoptymalizowania parametrów sieci, powstała specjalna architektura, zwana siecią konwolucyjną (*convolutional neural network*, CNN) [5].

Konwolucyjne sieci neuronowe składają się z wielu warstw, a każda z nich ma swoje specyficzne zastosowanie. Neurony znajdujące się w warstwie

* r.dzierzak@pollub.pl, Instytut Elektroniki i Technik Informacyjnych, Wydział Elektrotechniki i Informatyki, Politechnika Lubelska

wejściowej zostają podzielone na obszary o identycznym rozmiarze, a neurony z tego samego obszaru połączone z neuronami z warstwy wyżej. Powoduje to utworzenie filtru, który w trakcie uczenia sieci jest odpowiedzialny za wykrywanie konkretnej cechy obrazu. Aby dana cecha była w taki sam sposób wykrywana w całości analizowanego obrazu, konieczne jest, aby filtr o takiej samej strukturze połączeń oraz identycznych wagach występował we wszystkich obszarach [6].

Wszystkie filtry wykrywające niskopoziomowe cechy obrazów tworzą warstwę konwolucyjną, a jej neurony połączone są z neuronami z funkcją aktywacji ReLU. tworzącymi warstwę ReLU. Kolejnym elementem sieci jest warstwa pooling, która wspomaga wydobywanie najważniejszych cech z poprzednich warstw. Wszystkie trzy warstwy odpowiadają za wykrycie złożonych wzorców w obrazie [6–7].



Rys. 1. Architektura sieci konwolucyjnej.

Źródło: Albelwi S., Mahmood A., A Framework for Designing the Architectures of Deep Convolutional Neural Networks, Entropy 19(6), 242, 2017.

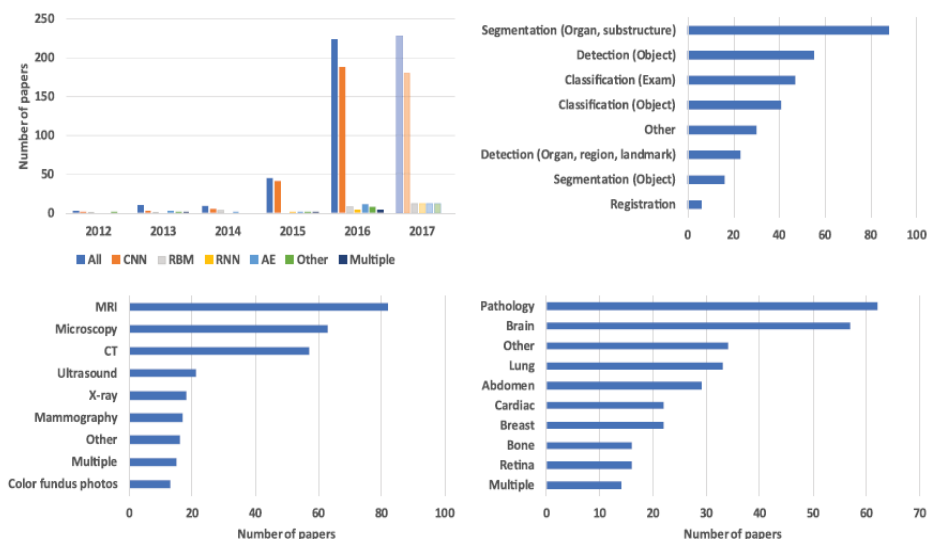
Warstwą wspierającą ostateczny proces klasyfikacji obiektu jest tzw. warstwa gęsta (*fully connected layer*). Każdy neuron jest połączony z każdym neuronem z poprzedniej warstwy, a każde połączenie ma swoją własną wagę, czyli wyuczony parametr. Warstwa gęsta może występować w sieci wielokrotnie, na różnych poziomach i w różnych konfiguracjach [6–7] .

3. Zastosowanie w obrazach medycznych

W porównaniu z innymi technikami uczenia maszynowego, deep learning przyczynił się do znacznych postępów w rozwoju metod analizy obrazów. Sukcesy te skłoniły badaczy zajmujących się komputerowym obrazowaniem

medycznym do zbadania potencjału głębokiego uczenia w obrazach medycznych uzyskanych za pomocą tomografii komputerowej, rezonansu magnetycznego, PET i obrazów RTG. Proces głębokiego uczenia znalazł zastosowanie w wykrywaniu struktur anatomicznych, segmentacji tkanek oraz komputerowo wspomaganej prognostyce i diagnostyce chorób [8–20].

Liczba artykułów naukowych dotyczących zastosowania deep learningu do analizy obrazów medycznych gwałtownie wzrosła w 2015 i 2016 r. [3], co świadczy o postępach w zastosowaniu tej techniki.



Rys. 2. Statystyka publikowanych referatów (rok 2017)

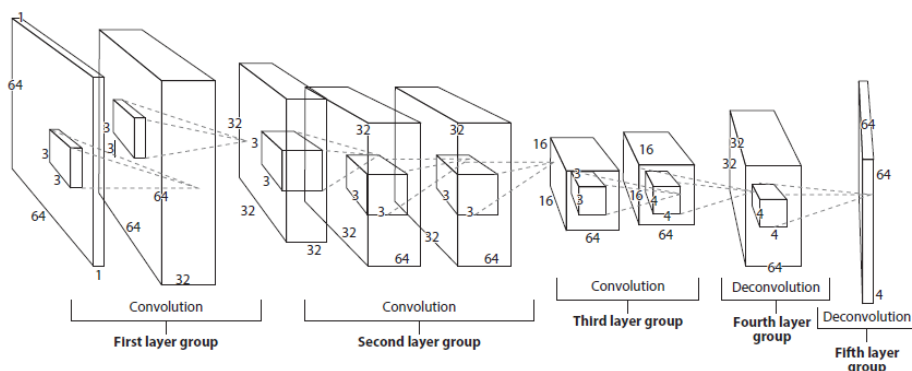
Źródło: Litjens G., Kooi T., Bejnordi B. E., Setio A. A. A., Ciompi F., Ghafoorian M., van der Laak J. A. W. M., Ginneken B., Sánchez C. I, A survey on deep learning in medical image analysis, Medical Image Analysis 42, 60–88, 2017.

3.1. Deep learning w identyfikacji struktur anatomicznych

Lokalizacja struktur anatomicznych w obrazach medycznych to kluczowy etap w radiologicznej ocenie wyników badania. Lekarze zazwyczaj wykonują te zadania, identyfikując określone cechy obrazu, które mogą odróżnić jedną strukturę anatomiczną od innych. Sukces takich metod zależy zasadniczo od tego, ile sygnatur anatomicznych może zostać wyodrębnionych za pomocą operacji obliczeniowych. Na etapie wczesnych badań tworzono specyficzne filtry obrazowe w celu wyodrębnienia sygnatur anatomicznych, jednak najnowsze badania wykazały, że podejścia oparte na deep learningu pozwalają uzyskać lepsze wyniki, dzięki powstawaniu coraz bardziej zaawansowanych algorytmów [1, 3].

3.2. Deep learning w segmentacji

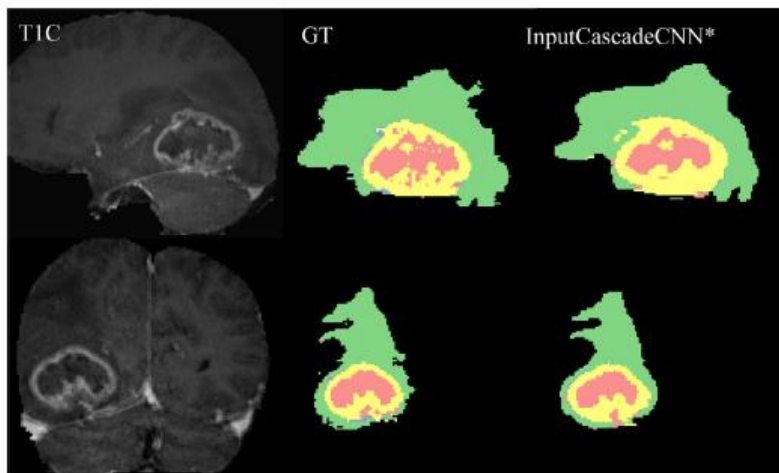
Segmentacja narządów i innych struktur w obrazach medycznych pozwala na ilościową analizę parametrów związanych z ich objętością i kształtem. Jest to również jeden z kluczowych etapów analizy obrazów. Proces segmentacji jest zwykle definiowany jako identyfikacja zbioru wokseli, które składają się na obrys lub wewnątrz obiektu zainteresowania (*region of interest*, ROI). Realizacja procesu segmentacji za pomocą głębokiego uczenia spowodowała rozwój unikatowych architektur opartych na konwolucyjnych sieciach neuronowych (CNN) i szersze zastosowanie sieci rekurencyjnych (RNN) [8–12].



Rys. 3. The architecture of the fully convolutional network used for tissue segmentation

Źródło: Dinggang S., Guorong W., Heung-Il S., Deep Learning in Medical Image Analysis, The Annual Review of Biomedical Engineering 9:221–248, 2017.

W artykule [8] przedstawiono w pełni zautomatyzowaną metodę segmentacji nowotworów mózgu, opartą na Deep Neural Networks (DNN). Proponowane sieci są dostosowane do diagnostyki glejaków przedstawionych na zdjęciach MRI (zarówno o niskiej, jak i wysokiej jakości). Guzy te mogą pojawiać się w całym obszarze mózgu oraz mieć różnorodny kształt i rozmiar. Z tego powodu zastosowano elastyczną DNN o dużej pojemności, która jest niezwykle wydajna. Do segmentacji tego nowotworu wykorzystano różne architektury oparte na konwolucyjnych sieciach neuronowych specjalnie dostosowanych do danych obrazowych.



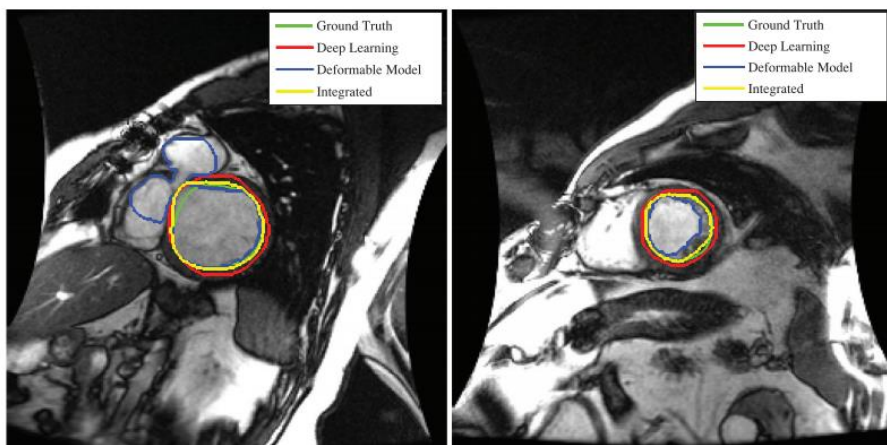
Rys. 4. Wizualne wyniki działania modelu, InputCascadeCNN *. Oznaczenia: zielony – obrzęk, żółty – obszar nowotworu, czerwony – martwica komórek

Źródło: Havaci M., Davy A., Warde-Farley D., Biard A., Courville A., Bengio Y., Pal C., Jodoin P. M., Larochelle H., Brain tumor segmentation with Deep Neural Networks, Medical Image Analysis 35, 18–31, 2017.

Stworzona przez autorów [8] sieć, jednocześnie wykorzystuje cechy lokalne, jak i globalne. W odróżnieniu od większości tradycyjnych zastosowań CNN, zaprezentowane sieci wykorzystują ostateczną warstwę, która jest splotową implementacją w pełni połączonej warstwy, która pozwala na 40-krotne przyspieszenie przetwarzania. W pracy opisana została również dwufazowa procedura treningowa, która pozwala zniwelować problemy wynikające z nierównej liczby oznaczeń nowotworu. Zaprezentowano także architekturę kaskadową, w której wyjście z podstawowego CNN traktowane jest jako dodatkowe źródło informacji dla kolejnego CNN. Wyniki przeprowadzonych testów pokazały, że stworzona sieć jest ok 30 razy szybsza niż sieci znane wcześniej [8].

Kolejnym przykładem zastosowania deep learningu w analizie obrazów medycznych jest segmentacja lewej komory (LV) z kardiologicznych obrazów rezonansu magnetycznego (MRI). Jest to niezbędny etap obliczenia wskaźników klinicznych, takich jak objętość komory i frakcja wyrzutowa. W artykule [14] wykorzystano algorytmy głębokiego uczenia w połączeniu z odkształcalnymi modelami w celu opracowania w pełni automatycznego narzędzia do segmentacji LV z krótkookresowych kardiologicznych zbiorów danych MRI. Sieci konwolucyjne są wykorzystywane do automatycznego wykrywania komory LV w zestawie danych MRI. Stosowane autoenkodery służą do określania kształtu LV. Przyjęty kształt jest wbudowywany w modele odkształcalne, aby poprawić

dokładność segmentacji. Badania przeprowadzono na 45 kardiologicznych zestawach danych MRI. Wyniki uzyskane dla parametrów takich jak metryka walidacji, procent dobrych konturów, miara kości oraz średnia odległość prostopadła okazały się znacznie lepsze niż w przypadku innych znanych metod [14].



Rys. 5. Wyniki obrazowe przy zastosowaniu modelu odkształcalnego bez ograniczenia kształtu (niebieski), deep learningu (czerwony) i połączenia metod (żółty)

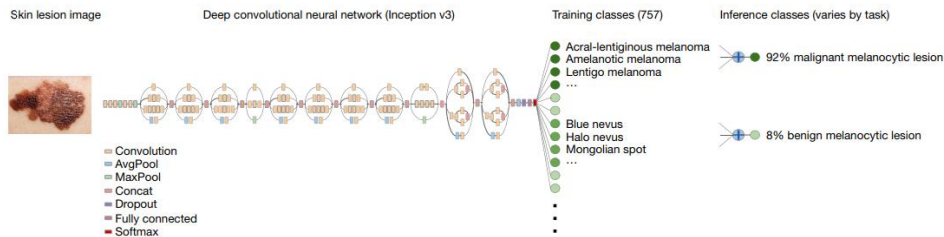
Źródło: Avendi M.R., Kheradvar A., Jafarkhani H., A combined deep-learning and deformable-model approach to fully automatic segmentation of the left ventricle in cardiac MRI, *Medical Image Analysis* 30, 108–119, 2016.

Ostatnie lata przyniosły ogromny napływ metod związanych z nowymi algorytmami opartymi na deep learningu. Utworzono niestandardowe architektury, bezpośrednio dedykowane procesowi segmentacji. Dzięki udoskonalaniu i rozbudowywaniu sieci możliwe jest uzyskanie coraz lepszych wyników [8–14].

3.3. Deep learning w klasyfikacji

Klasyfikacje za pomocą techniki deep learningu znalazła zastosowanie przy diagnostyce raka skóry – najczęściej występującego u ludzi nowotworu złośliwego. Jest on diagnozowany głównie wizualnie, zaczynając od wstępnego badania klinicznego, a następnie za pomocą analizy dermoskopowej, biopsji i badania histopatologicznego [15]. Automatyczna klasyfikacja zmian skórnych za pomocą obrazów jest trudnym zadaniem ze względu na drobnoziarnistość zmian skórnych. W artykule [16] przedstawiono klasyfikację zmian skórnych za pomocą pojedynczego CNN, używając tylko pikseli oraz etykiet choroby jako

dane wejściowych. Uzyskane wyniki pod są porównywalne do tych uzyskanych za pomocą badań dermatologicznych. Planowane jest stworzenie aplikacji na urządzenia mobilne, która umożliwi szybką i samodzielną diagnostykę raka skóry.



Rys. 6. Schemat sieci wykorzystanej do klasyfikacji

Źródło: Esteva A., Kuprel B., Novoa R. A., Ko J., Swetter S. M., Blau H. M., Thrun S., Dermatologist-level classification of skin cancer with deep neural networks, Nature 542, 115–118, 2017.

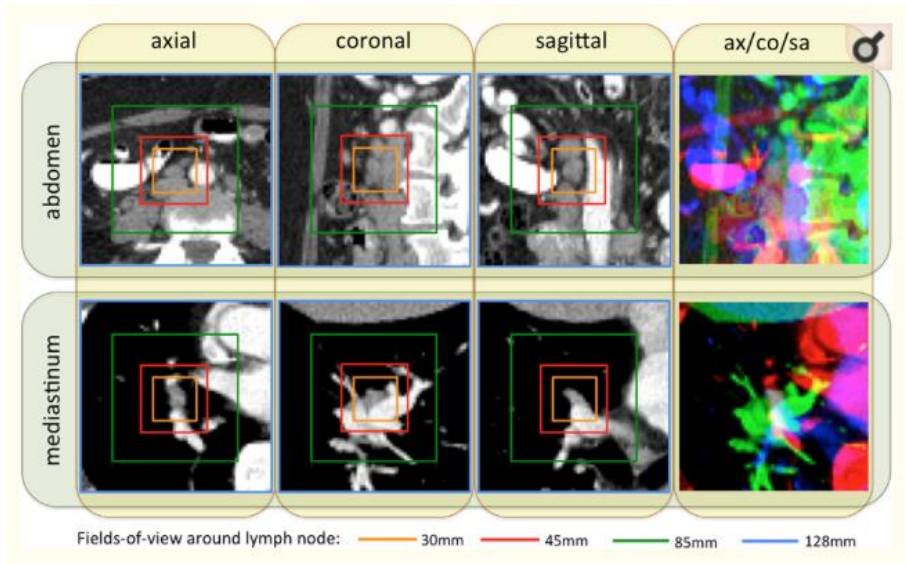
3.4. Deep Learning w detekcji wspomaganej komputerowo (CADE)

Celem CADe jest zlokalizowanie podejrzanych regionów w obrazach strukturalnych i tym samym zwrócenie uwagi diagnostów na dany obszar. Zastosowanie CADe zwiększa odsetek wykrywalności chorych regionów przy jednoczesnym zmniejszeniu odsetka wyników fałszywie ujemnych, co może być spowodowane błędem lub zmęczeniem osoby oceniającej obraz. Chociaż CADe ma ugruntowaną pozycję w obrazowaniu medycznym, metody głębokiego uczenia się poprawiły jego działanie w różnych zastosowaniach klinicznych [1, 3].

Zazwyczaj CADe działa według ustalonego schematu: regiony kandydujące są wykrywane za pomocą technik przetwarzania obrazu i reprezentowane przez zestaw cech, takich jak informacje morfologiczne lub statystyczne. Cechy są wprowadzane do klasyfikatora, aby otrzymać prawdopodobieństwo decyzję, czy zmiany w badanej tkance są obecne. Otrzymane cechy można również wykorzystać w technice deep learningu. Powstałe w ten sposób modele stosowane są między innymi do wykrywania guzków płucnych, węzłów chłonnych, klasyfikacji śródmiąższowej choroby płuc w obrazach CT, wykrywanie zmian mózgowych i zmian stwardnienia rozsianego w obrazach MRI. Większość metod opisanych w literaturze opierała się na sieciach konwolucyjnych w celu maksymalnego wykorzystania informacji strukturalnych w dwóch lub trzech wymiarach [1, 3, 17, 18].

W artykule [17] wykorzystano trzy czynniki polegające na zastosowaniu głębokich spłotowych sieci neuronowych do komputerowego wspomaganie detekcji. Zbadane i ocenione zostały różne architektury CNN. Badane modele zawierały od 5 do 160 milionów parametrów i różniły się liczbą warstw.

Następnie oceniono wpływ skali zestawu danych i kontekstu obrazu przestrzennego na wydajność. W pracy przeanalizowane zostały dwa specyficzne problemy związane z wykrywaniem komputerowym (CADE), a mianowicie wykrywanie węzłów chłonno-piersiowych (LN) i klasyfikacja śródmiąższowa płuc (ILD).



Rys. 7. Niektóre przykłady brzusznych i śródpiersiowych węzłów chłonnych z czterema różnymi polami widoków (30 mm: pomarańczowy, 45 mm: czerwony, 85 mm: zielony, 128 mm: niebieski) otaczające węzły chłonne.

Hoo-Chang S., Roth H. R., Gao M., Lu L., Xu Z., Nogues I., Yao J., Mollura D., Summers R. M., Deep Convolutional Neural Networks for Computer-Aided Detection: CNN Architectures, Dataset Characteristics and Transfer Learning, IEEE Trans Med Imaging 35(5),1285–1298, 2016.

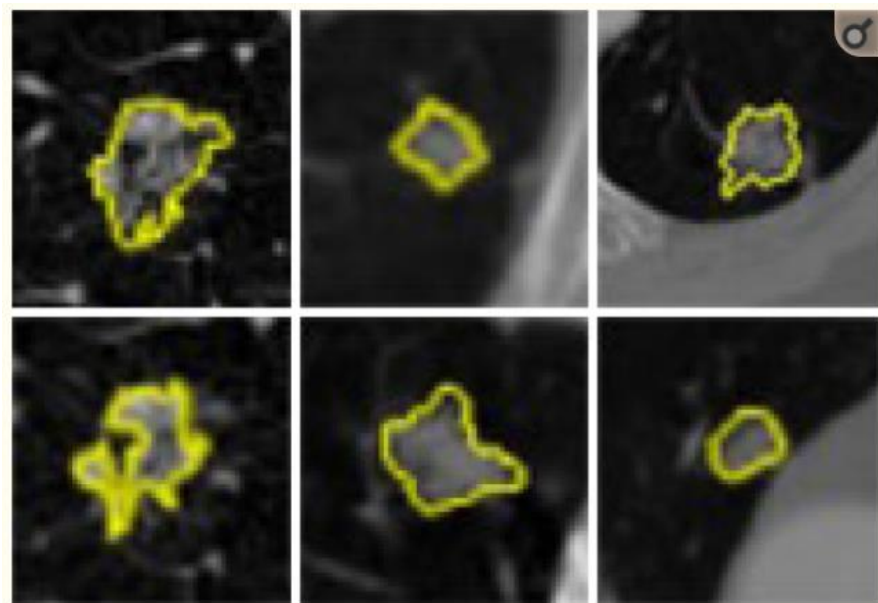
Kolejnym zastosowaniem deep learningu w komputerowym wspomaganiu detekcji jest wykrywanie patologii klatki piersiowej w obrazach radiograficznych [18]. Tak jak w poprzednich przypadkach zastosowano konwolucyjną sieć neuronową. Badanie przeprowadzono na 433 obrazach RTG, a otrzymane wyniki były tak samo satysfakcjonujące jak te otrzymane w konsultacjach z lekarzami.

3.5. Deep learning w diagnostyce wspomaganej komputerowo (CADx)

CADx zapewnia obiektywną opinię dotyczącą oceny choroby na podstawie informacji obrazowych. Główne zastosowania diagnostyki wspomaganej komputerowo wiąże się z dyskryminacją złośliwych zmian chorobowych. Większość systemów CADx opracowano w taki sposób, aby wykorzystywały

zaprojektowane przez ludzi funkcje opracowane przez ekspertów. Niedawno z powodzeniem zastosowano do tego systemy głębokiego uczenia [1, 3].

Rak płuc jest chorobą wyleczalną, wtedy gdy zostaje wykryty odpowiednio wcześnie. Jednak postępowanie z małymi guzkami płuc odnotowanymi w tomografii komputerowej jest kontrowersyjne z powodu niepewnych cech guza [15]. Konwencjonalny schemat wspomagania komputerowego (CAD) wymaga kilku etapów przetwarzania obrazu i rozpoznawania wzoru, aby uzyskać ilościowy wynik różnicowania nowotworu. W tak długim procesie analizy obrazu, każdy kolejny etap zależy w dużym stopniu od efektywności poprzedniego kroku. W związku z tym dokonanie klasyfikacji w konwencjonalnym systemie CAD jest bardzo skomplikowane i uciążliwe. Techniki głębokiego uczenia mają nieodłączną zaletę automatycznej funkcji eksploatacji. W porównaniu z podstawowymi metodami określania cech, deep learning pozwala na uzyskanie lepszych wyników i daje szansę na wykrywanie nawet niewielkich zmian w początkowym stadium choroby [19, 20].



Rys. 8. Różne rodzaje guzków płucnych na obrazach tomografii komputerowej

Źródło: Hua K. L., Hsu C. H., Hidayati S. C., Cheng W. H., Chen Y. J., Computer-aided classification of lung nodules on computed tomography images via deep learning technique, *Onco Targets Ther.* 8, 2015–2022, 2015.

4. Podsumowanie

Ostatnie postępy w technice deep learningu rzucają nowe światło na skuteczność automatycznej diagnostyki obrazowej. Metody głębokiego uczenia osiągnęły zadowalające wyniki w różnych obszarach zastosowań obrazowania medycznego, jednak wciąż poszukiwane są nowe algorytmy. Zastosowanie deep learningu w kluczowych procesach analizy obrazów medycznych zwiększa szanse na wczesną detekcję zmian chorobowych. Dokładna identyfikacja oraz segmentacja poszczególnych struktur anatomicznych pozwala na ocenę ilościową obrazu oraz wysunięcie wniosków diagnostycznych. Proces klasyfikacji pozwala na zweryfikowanie stanu poszczególnych tkanek oraz ewentualnego stopnia zaawansowania zmian chorobowych.

Dynamiczny rozwój technik głębokiego uczenia umożliwia zastosowanie ich w nowych obszarach analiz. Rozbudowywane algorytmy są w stanie osiągać coraz lepsze wyniki pod względem poprawności diagnostycznej. Zastosowanie ich do w pełni zautomatyzowanych systemów znacznie przyspieszy i usprawni ocenę stanu struktur i narządów wewnętrznych.

Literatura

1. Dinggang S., Guorong W., Heung-Il S., *Deep Learning in Medical Image Analysis*, The Annual Review of Biomedical Engineering 9, 221–248, 2017.
2. Xu Y., Mo T., Feng O., Zhong P., Lai M., Chang E., *Deep learning of feature representation with multiple instance learning for medical image analysis*, IEEE International Conference on Acoustic, Speech and Signal Processing, 2014.
3. Litjens G., Kooi T., Bejnordi B. E., Setio A. A. A., Ciompi F., Ghafoorian M., van der Laak J. A. W. M., Ginneken B., Sánchez C. I., *A survey on deep learning in medical image analysis*, Medical Image Analysis 42, 60–88, 2017.
4. LeCun L., Bengio Y., Hinton G., *Deep learning*, Nature 521, 436–444, 2015.
5. Schmidhuber J. *Deep learning in neural networks: an overview*, Neural Network 61, 85–117, 2015.
6. Albelwi S., Mahmood A., *A Framework for Designing the Architectures of Deep Convolutional Neural Networks*, Entropy 19(6), 242, 2017.
7. Zeiler, M.D., Fergus, R., *Visualizing and understanding convolutional networks*, Proceedings of the European Conference on Computer Vision, 818–833, 2014.
8. Havaei M., Davy A., Warde-Farley D., Biard A., Courville A., Bengio Y., Pal C., Jodoin P. M., Larochelle H., *Brain tumor segmentation with Deep Neural Networks*, Medical Image Analysis 35, 18–31, 2017.
9. Bao, S., Chung, A. C., *Multi-scale structured CNN with label consistency for brain MR image segmentation*, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization, 1–5, 2016.
10. Brebisson, A., Montana, G., *Deep neural networks for anatomical brain segmentation*, Comput Vis Pattern Recognit, 20–28, 2015.
11. Pereira, S., Pinto, A., Alves, V., Silva, C. A., *Brain tumor segmentation using convolutional neural networks in MRI images*, IEEE Trans Med Imaging, 2016.

12. Moeskops, P., Viergever, M. A., Mendrik, A. M., de Vries, L. S., Benders, M. J. N. L., Isgum, I., *Automatic segmentation of MR brain images with a convolutional neural network*, IEEE Trans Med Imaging 35 (5), 1252–1262, 2016.
13. Li, W., Jia, F., Hu, Q., *Automatic segmentation of liver tumor in CT images with deep convolutional neural networks*, Journal of Computer and Communications 3 (11), 146–151, 2015.
14. Avendi M.R., Kheradvar A., Jafarkhani H., *A combined deep-learning and deformable-model approach to fully automatic segmentation of the left ventricle in cardiac MRI*, Medical Image Analysis 30, 108–119, 2016.
15. Siegel R, Naishadham D, Jemal A. *Cancer statistics*, CA Cancer J Clin. 63(1), 11–30, 2013.
16. Esteva A., Kuprel B., Novoa R. A., Ko J., Swetter S. M., Blau H. M., Thrun S., *Dermatologist-level classification of skin cancer with deep neural networks*, Nature 542, 115–118, 2017.
17. Hoo-Chang S., Roth H. R., Gao M., Lu L., Xu Z., Nogues I., Yao J., Mollura D., Summers R. M., *Deep Convolutional Neural Networks for Computer-Aided Detection: CNN Architectures, Dataset Characteristics and Transfer Learning*, IEEE Trans Med Imaging 35(5), 1285–1298, 2016.
18. Bar Y., Diamant I., Wolf L., Greenspan H., *Chest pathology detection using deep learning with non-medical training*, IEEE International Symposium on Biomedical Imaging, 2015, <http://citeseerx.ist.psu.edu/>
19. Roth HR, Lu L, Liu J, Yao J, Seff A, et al. *Improving computer-aided detection using convolutional neural networks and random view aggregation*, IEEE Trans. Med. Imaging 35, 1170–1181, 2016.
20. Hua K. L., Hsu C. H., Hidayati S. C., Cheng W. H., Chen Y. J., *Computer-aided classification of lung nodules on computed tomography images via deep learning technique*, Onco Targets Ther. 8, 2015–2022, 2015.

Atlasy mózgu we wspieraniu działań diagnostycznych i neurochirurgicznych

1. Wstęp

Pojawienie się narzędzi pozwalających na dokładne obrazowanie mózgu zapoczątkowało rozwój wielu rodzajów atlasów mózgu. Chciano precyzyjnie określić jego geometrię i nazwać jego poszczególne części. Dało to początek procesowi ujednolicenia struktur mózgu dla określonej grupy populacji ludzkiej. Zaczęły powstawać wtedy pierwsze atlasy mózgu człowieka. Probabilistyczne atlasy mózgu, dostarczają informacji na temat strukturalnej i funkcjonalnej zmienności w dużych populacjach ludzkich. Stały się potężnymi narzędziami o szerokim zastosowaniu. Atlasy obecnie obejmują automatyczne znakowanie obrazu, wykrywanie patologii oraz badanie, w jaki sposób zmienia się anatomia podczas choroby oraz wraz z wiekiem, płcią i innymi czynnikami. Ważna jest szeroka dostępność atlasów dla lekarzy i naukowców, by mogły być one wykorzystane do ich dalszego rozwoju. Rozdział zawiera przegląd dostępnych atlasów mózgu używanych w diagnostyce, planowaniu przedoperacyjnym, śródoperacyjnym wsparciu neurochirurga i ocenie pooperacyjnej pacjenta.

2. Początki atlasów

Budowa i funkcje ludzkiego mózgu zawsze były bardzo interesujące dla wielu badaczy. Pojawienie się tomografii komputerowej (CT) (ang. *Computed Tomography*) również umożliwiło wizualizację wybranych struktur mózgu [1–3]. Kolejnym istotnym narzędziem okazał się rezonans magnetyczny. Obrazowanie za pomocą rezonansu magnetycznego (MRI) (ang. *Magnetic Resonance Imaging*) pozwoliło niemal w pełni zobrazować mózg pacjenta [4–7]. Obrazowanie MRI opiera się na zjawisku magnetycznego rezonansu jądrowego, gdzie wykorzystywane jest jądro atomu wodoru. Ma on spin połówkowy i występuje powszechnie w przyrodzie obiektach biologicznych w postaci wody. Proton stanowi rotującą wokół własnej osi sferę o dodatnim ładunku elektrycznym. Ruchowi temu przypisuje się moment pędu, zaś rotacja ładunku elektrycznego powoduje powstanie pola magnetycznego.

Jednak dokładne zobrazowanie tak skomplikowanej struktury jaką jest ludzki mózg nie jest łatwym zadaniem. Po wykonaniu badania CT czy MRI istnieje wiele rozbieżności pomiędzy budową anatomiczną a fizjologią [8]. Najdrobniejsze

szczegóły nie zostają uchwycone z powodu wielu czynników zarówno sprzętowych jak i tych zależnych od pacjenta czy operatora. Dzięki czemu powstają obrazy, które nie są w pełni zadawalające i muszą zostać one poddane innym procesom, by jak najlepiej wydobyć z nich potrzebne szczegóły [9–10].

Z biegiem lat skomputeryzowane atlasy mózgu stały się rozpowszechnione w stacjach neurochirurgicznych i zaczęły być dostępne w jednostkach klinicznych. Powstałe atlasy mózgu są również wykorzystywane w neurochirurgii. Wykonane wcześniej systemy przez cały czas rozwijają się aby precyzyjnie określić wybrany fragment znajdujący się w ludzkim mózgu. Do nowszych atlasów wykorzystywane są już rozbudowane bazy danych zarówno obrazów baz pacjentów jak i stworzonych i nazwanych elementów budujących atlasy. Powstałe bazy z miesiąca na miesiąc rozwijają się. Uwzględniają one anatomię mózgu, jego funkcjonalność i integralności struktur z siecią naczyń krwionośnych. Wspomagane są one oczywiście wynikami klinicznymi pacjentów, by stworzone narzędzie wykorzystywało wysokiej rozdzielczości multimodalnościowe obrazowanie mózgu. Dzięki czemu pozwalają na przedoperacyjny, śródoperacyjny i pooperacyjny podgląd i identyfikację żądanej struktury anatomicznej. Atlasy pozwalają również na odniesienia umożliwiające integrację informacji z różnych źródeł danych o pacjencie.

3. Komputerowe atlasy mózgu

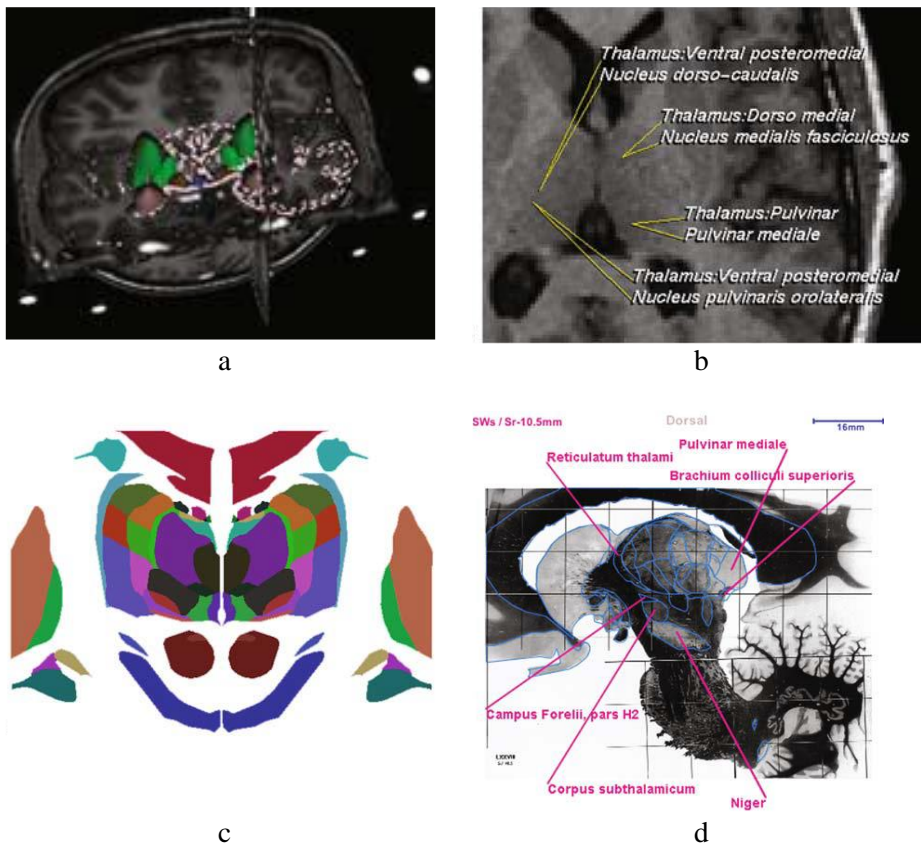
Integrowanie stacji roboczych neurochirurgów z atlasami pozwoliło na rozwój komputerowych atlasów mózgu. Dzięki instalacji ich w wielu jednostkach szpitalnych na całym świecie są one bardzo popularne wśród neurochirurgicznej społeczności lekarzy i naukowców.

Posiadają one szereg nowych i niezwykle użytecznych funkcji, takich jak w pełni segmentowane i oznakowane zdjęcia, skanowanie rejestracji w wyniku automatycznej segmentacji, interaktywne etykietowanie obrazów pacjenta, skorelowana prezentacja w dwóch i trzech wymiarach, definiowanie obszarów zainteresowania do analizy struktury i wyszukiwania ilościowego.

3.1. Budowanie atlasów

Aby przystąpić do budowania całego atlasu mózgu trzeba dokładnie poznać w jaki sposób został stworzony. Prześledzenie mechanizmu powstawania atlasu jest również istotne, by poznać wszystkie jego funkcji potrzebne w jego późniejszej obsłudze. Mechanizm budowania atlasu dotyczy przede wszystkim przynależności wybranej objętości mózgu pacjenta do danej struktury anatomicznej. Określenie jej lokalizacji umożliwia korelację w przestrzeni orientacyjnych wymiarów budowanych obszarów. Każda w wybranych lokalizacji jest dostępna w wybranym z okien nawigacji widokiem w atlasie. Umożliwia to śledzenie operatora interesującej go struktury w każdym z dostępnych widoków w wybranym układzie współrzędnych i w wybranej

orientacji. Każda lokalizacja może zostać skorelowana na podstawie prostych współrzędnych. Przykłady tych funkcji atlasów zostały przedstawione na Rysunku 1. Struktury ukazywane są w 2D i 3D (Rysunek 1(a)) w zależności od wyboru operatora. Dodatkowo w identyfikacji struktury pomagają umieszczone w atlasie ich nazwy (Rysunek 1(a) i 1(b)). Mniejsze obszary są również łączone w regiony zgodnie z ich podziałem anatomicznym, co przedstawiają Rysunki 1(c) i 1(d). Atlasy umożliwiają orientację wybranej struktury anatomicznej w 3 orientacjach: poprzecznej, długiej i strzałkowej.



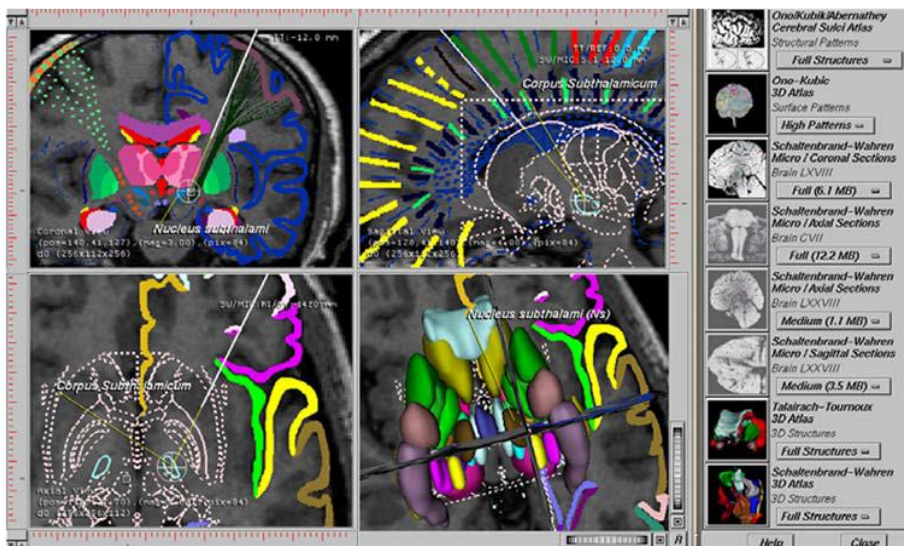
Rys. 1. Widoki z przykładowych atlasów ludzkiego mózgu: (a) atlas C–TT w orientacji czołowej 3D, (b) wielokrotne etykietowanie w regionie wzgórzowym według nomenklatury Walkera i Hassler, (c) atlas SW, (d) przekrój strzałkowy obrazu oryginalnego z naniesionymi konturami nazwanych obszarów mózgu z atlasu

Źródło: Lozano A., Gildenberg P., Tasker R., Textbook of stereotactic and functional neurosurgery, Springer, 2009.

Ważna jest także kwantyfikacja dotycząca umieszczenia atlasu we współrzędnych układu atlasu. Jest niezwykle użytecznym rozwiązaniem pozwalającym na lepszą ocenę diagnostyczną badanej struktury i jej przynależności do danego elementu mózgu. Atlasy umieszczone są we współrzędnych, w których to system umożliwia odczyt współrzędnych i obliczanie odległości pomiędzy nimi [11]. Jako główne układy współrzędnych określa się system Schaltenbrand [12] oraz system Talairach [13]. Wyszukiwanie struktury może być wykonywane w bieżącym obrazie lub na całej serii obrazów medycznych pochodzących z dowolnej modalności. Następnym krokiem może być zbudowanie modelu trójwymiarowego ukazującego wysegmentowaną strukturę w bryle. Dlatego bardzo ważna jest informacja dotycząca umieszczenia modelu we współrzędnych, by móc określić położenie danej struktury. Każda ze struktur posiada unikalną identyfikującą ją nazwę, a nazwy tworzą kolejne indeksy. Dąży się aby atlasy miały ujednoliconą skróconą lub pełną nomenklaturę a atlasy były jak najlepiej zintegrowane ze sobą. Każdą strukturę można odnaleźć w zbiorze indeksów i zlokalizować ją w atlasie i na indywidualnie wczytanym obrazie mózgu pacjenta pochodzącym z obrazowania medycznego. W bieżącym obrazie atlasu lub na całej serii obrazów wielu atlasów możliwe jest wyszukiwanie wybranej ze struktur. Pozwala to na szybszą orientację w całej skomplikowanej strukturze jaka jest ludzki mózg i dokładne określenie miejsca położenia poszukiwanego elementu [14–15]. Struktura następnie wyświetlana jest już w całej bryle

Istotne są również deformacje struktur anatomicznych spowodowane urazami, wcześniejszymi operacjami chirurgicznymi, ubytkiem części mózgowia, pojawieniem się guza czy obrzękiem całego mózgowia. Odształcalny atlas może indywidualnie dopasować wykonane podczas procesu diagnostyki skany głowy pacjenta do odpowiednich struktur znajdujących się w elektronicznym atlasie [16]. Proces umożliwi również segmentacja dająca oznakowanie wybranej struktury, która jest przenoszona z danymi pacjenta do widoku atlasu.

Atlas może posiadać wiele różnych reprezentacji. Należą do nich między innymi mapy bitowe obrazów z zaznaczonymi na nich kolorowymi strukturami, bitmapy z wytyczonymi strukturami, geometryczne kontury struktur, trójwymiarowe geometryczne modele powierzchni i objętości. Przykłady tych sposobów reprezentacji zamieszczono na Rysunku 2. Każda ze struktur może zostać również nazwana osobno, co zostało pokazane w prawym pasku okna przytoczonego widoku atlasu. Zostały one tutaj wykorzystane do planowania operacji i śródoperacyjnego wsparcia już podczas operacji neurochirurgicznej.



Rys. 2. Atlas planowania przedoperacyjnego, śródoperacyjnego wsparcia i oceny pooperacyjnej struktury mózgu ukazanej w 2D i 3D

Źródło: Lozano A., Gildenberg P., Tasker R., Textbook of stereotactic and functional neurosurgery, Springer, 2009.

3.2. Wydania atlasów

Atlasy mogą być wydawane w formie aplikacji, atlasów internetowych czy płyt CD – ROM [17]. Dysk CD-ROM z atlasem zawiera ulepszone obrazy atlasu, nowe wolumeny, całkowicie oznakowane obrazy atlasowe i wykonywanie animacji 3D struktur mózgowych. Aplikacje wykorzystują wirtualną rzeczywistość, szybkie planowanie neurochirurgiczne, integrują atlasy mózgu 3D, modele geometryczne. Pozwalają na przeprowadzenie szkolenia młodego chirurga dzięki prostemu i intuicyjnemu środowisku. Użytkownik ma do dyspozycji narzędzia pozwalające na zaznaczenie określonych struktur mózgu używając na bieżąco wyświetlanych rzeczywistych danych pacjenta. Dostępność bazy danych atlasu mózgu na różnych platformach umożliwiając internetowe atlasy, rozwijają one teleradiologię i zdalną rejestrację obrazów medycznych. Pozwalają na dostęp do danych przez serwer i łącze internetowe.

4. Atlasy Cerefy

Bardzo ważnym narzędziem w neurochirurgii staje się nawigowana neurochirurgia (SRN) (ang. *Stereotactic and Functional Neurosurgery*). Wykorzystywane w niej przygotowane wcześniej i zintegrowane są komputerowe atlasy Cerefy [18]. Jednak komputerowe atlasy anatomiczne mają dwa główne

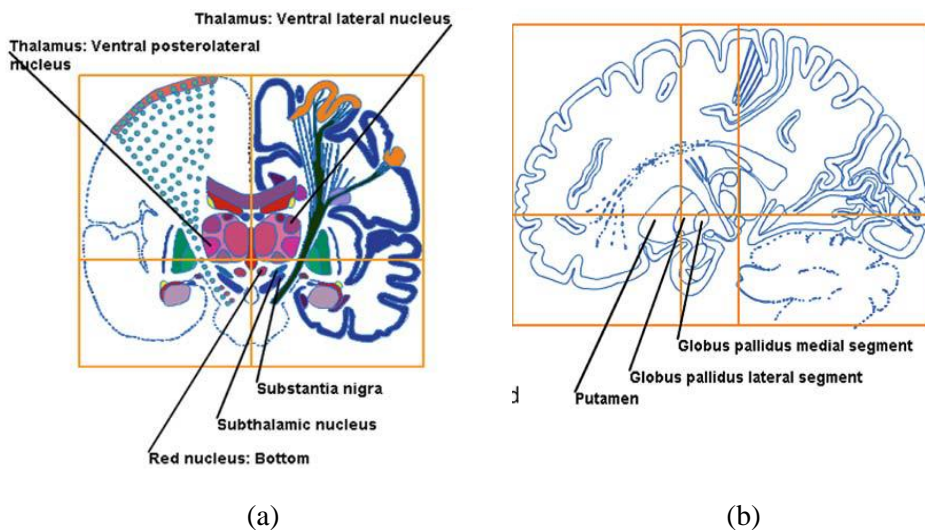
ograniczenia w SFN. Są one zbudowane tylko z kilku próbek mózgu, więc nie dają one informacji o większej ludzkiej populacji, zawierają wiele uśrednień. Ponadto uwzględniają w większości przypadków anatomię, zapominając o fizjologii, która jest niebywale użyteczna dla neurochirurgów.

Oprogramowania wspierające neurochirurgów zawierają prostą w obsłudze funkcję pozwalającą na deformację atlasów podczas planowania operacji. Dzięki tej czynności możliwe jest dopasowanie anatomii każdego z pacjentów podczas badania. Wówczas atlas jest skalowany by dostosować go do rzeczywistych danych pacjenta za pomocą dwuwymiarowych lokalnych deformacji wykonywanych w wielu dostępnych orientacjach [18]. Wyznaczany jest obszar zainteresowania, który jest ustawiany między dowolnymi punktami orientacyjnymi wybranymi przez neurochirurga. Następnie odpowiedni obszar atlasu jest deformowany dla tych samych punktów orientacyjnych w regionie zainteresowania.

Kroki planowania można powtarzać dla wszystkich dostępnych orientacji, a proces rozszerza to wykorzystanie atlasów poprzez indywidualizację konkretnymi pacjentami. Wstępne wyniki pokazują, że procedura ta może poprawić definicję, ocenę pomiarów pośrednich i skalowana by chirurg mógł w dogodny sposób skorzystać z danych.

4.1. Cerefy Talairach and Tournoux Atlas

W atlasie Cerefy Talairach and Tournoux (TT) [19] każda struktura atlasu zostawała zaprezentowana unikalnym kolorem. Przykłady atlasu C-TT przedstawiono na Rysunku 3. Każda struktura atlasu jest zdefiniowana przez podanie jej regionu poprzez jej konturowanie, oznaczone kolorami piksele lub woksele lub ich obu jednocześnie. Etykietowanie odnosi się do przydziału nazw w atlasie do wybranych struktur anatomicznych (Rysunek 3(b)). W rezultacie każda struktura jest wyodrębniona i należy do jednoznacznie określonej struktury lub do tła. Atlas C-TT jest stale modyfikowany pod względem zawartości tekstowej, reprezentacji danych i orientacji w przestrzeni.



Rys.3. Atlas C-TT: (a) kolorowy obraz korony i konturu reprezentacji wraz z siatką Talairach, (b) obraz reprezentacji konturu w płaszczyźnie strzałkowej

Źródło: Nowinski W.L., The Cerefy brain atlases: continuous enhancement of the electronic Talairach-Tournoux brain atlas, *Neuroinformatics* 3(4), 293–300, 2005.

4.2. Cerfery Schaltenbrand and Wahren

W budowaniu atlasów wykorzystywana jest również znacznie większa liczba danych. Atlas Schaltenbrand and Wahren (SW) został stworzony w oparciu o ponad 100 mózgów. Użyto w nim mikroskopijne przekroje przez półkule i pień mózgu. Zastosowanie mikroskali pozwoliło najbardziej szczegółowo zobrazować struktury położone głębiej w mózgu i zapewniło zakres zmienności dzięki dużej liczbie analizowanych próbek. Użyte próbki miały rozdzielczość 0,1 mm, co pozwoliło na dokładne wykonanie modeli 3D obu półkul przy użyciu wielokątów, konturu i etykiet.

5. Probabilistyczne funkcjonalne atlasy mózgu

Istnieją również atlasy łączące cechy anatomiczne i funkcjonalne (ang. *Combined Anatomical - Functional Atlases*)[20], a podczas badań nad nimi stosuje się wszczepione pacjentom elektrody DBS. Całe badania tworzone są by utworzyć pooperacyjne mapy obszarów i badać poprawę w trakcie leczenia pacjentów. W [21] wykorzystano algorytmy obrazowania oparte na wiedzy na zmienności anatomicznej w budowie atlasu specyficznego dla Alzheimerza. Ilustrują one zmiany w obszarach korowych mózgu. Opracowano specjalne strategie dla populacji uśredniając anatomię do mapowania, gdzie lokalne

kodowanie zmienności anatomicznej jest wykorzystywane do tworzenia wyraźnego obrazu patologii. W wynikowych szablonach korowych pojawiają się asymetrie regionalne. Służą one do opracowania populacyjnych map zmian korowych, „mozaika wzorców zmienności”, które oddzielają się gwałtownie w zależności od specjalizacji funkcjonalnej.

6. Wnioski

Stworzone wszystkie rodzaje atlasów mózgu człowieka są bardzo użyteczne w wielu dziedzinach. Pozwalają studentom medycyny poznać anatomię mózgu, doświadczonym neurochirurgom zaplanować i monitorować operację, a psychiatrzy mogą korzystać z nich badając funkcjonalność różnych elementów mózgu odpowiedzialnych za każdą z chorób. Atlasy nie powstałyby bez współpracy środowiska medycznego z inżynierami, którzy dysponują ogromną wiedzą w budowaniu algorytmów segmentacji obrazów, wyznaczania obszarów zainteresowań i grafice trójwymiarowej. Coraz bardziej zaawansowane technologicznie atlasy mózgu dają możliwość odnalezienia każdej interesującej operatora struktury przez zlokalizowanie jej na indywidualnie wczytanym przetworzonym wcześniej obrazie medycznym. Ich dobre przyjęcie przez społeczność medyczną wynikało z zapewnienia wysokiej jakości i proponowania nowatorskich rozwiązań.

Jednak mimo powstania wielu projektów wciąż problemem jest system informatyczny pozwalający na stabilne przechowywanie i przetwarzanie ustandaryzowanych danych. Również sama procedura planowania działań przez atlas wymaga doświadczenia i dużej wiedzy, dlatego bardzo istotne jest zapewnienie szkoleń dla całej medycznej społeczności diagnostów i chirurgów. Atlas pozwala na poruszanie się we wszystkich trzech orientacjach w przestrzeni, dzięki czemu zapewnia elastyczność działań neurochirurga w wyborze wyraźnie widocznych punktów w ludzkim mózgu. Zapewnienia wysoką dokładność dopasowania danych w regionie zainteresowania daje neurochirurgowi dodatkowy stopień pewności siebie w działaniach diagnostycznych i już podczas wykonywania zabiegu operacyjnego, co przyczynia się do większej ilości operacji zakończonych sukcesem. Atlasy komputerowe stały się tanim i szybkim narzędziem w porównaniu z całym tradycyjnym procesem planowania zabiegu.

W przyszłości atlasy oparte na algorytmach obrazowania mogą również być wykorzystane do obserwacji zmienności anatomicznej. Wyzwaniem może stać się budowa atlasu mózgu opartego na danych dużej populacji dla wybranej choroby i reprezentować ludzki mózg w chorobie.

Bibliografia

1. Rebouças E. S., Braga A. M., Sarmiento R. M., *Level Set Based on Brain Radiological Densities for Stroke Segmentation in CT Images*, Computer-Based Medical Systems (CBMS), IEEE 2017.
2. Hidayatullah R. R., Sigit R., Wasista S., *Segmentation of head CT-scan to calculate percentage of brain hemorrhage volume*, Knowledge Creation and Intelligent Computing (IES-KCIC), IEEE 2017.
3. Yahiaoui A. F Z., Bessaid A., *Segmentation of ischemic stroke area from CT brain images*, Signal, Image, Video and Communications (ISIVC), IEEE 2017.
4. Kosta P., Argyropoulou M.I., Markoula S., Konitsiotis S., *MRI evaluation of the basal ganglia size and iron content in patients with Parkinson's disease*, J Neurol. 253 (1), 26–32, 2006.
5. Sather M.D., Patil A.A., *Direct anatomical localization of the subthalamic nucleus on CT with comparison to Schaltenbrand- Wahren atlas*, Stereotact Funct Neurosurg, 85(1), 1–5, 2007.
6. Starr P.A., Vitek J.L., DeLong M., Bakay R.A., *Magnetic resonance imaging-based stereotactic localization of the globus pallidus and subthalamic nucleus*, Neurosurg, 44(2), 303–13, 1999.
7. Zhu X.L., Hamel W., Schrader B., Weinert D., Hedderich J., Herzog J., Volkmann J., Deuschl G., Muller D., Mehdorn H.M., *Magnetic resonance imaging-based morphometry and landmark correlation of basal ganglia nucle.*, Acta Neurochir. 144(10)959-69, 2002.
8. Spiegelmann R., Nissim O., Daniels D., Ocherashvilli A., Mardor Y., *Stereotactic targeting of the ventrointermediate nucleus of the thalamus by direct visualization with high--field MRI*, Stereotact Funct Neurosurg, 84(1) 19–23, 2006.
9. Richter E.O., Hoque T., Halliday W., Lozano A.M., Saint- Cyr J.A., *Determining the position and size of the subthalamic nucleus based on magnetic resonance imaging results in patients with advanced Parkinson disease*, J Neurosurg. 100(3), 541–6, 2004.
10. Bernstein M. A., King K. F., Xiahong J. Z., *Handbook of MRI pulse sequences*, Amsterdam, Elsevier 2004.
11. Mazziotta J. C, Toga A. W., Evans A., Fox P., Lancaster J., *A Probabilistic Atlas of the Human Brain: Theory and Rationale for Its Development: The International Consortium for Brain Mapping (ICBM)*, NeuroImage, 2, 2A, 89–101, 1995.
12. Schaltenbrand G., Wahren W., *Atlas for stereotaxy of the human brain*, Stuttgart, Thieme, 1977.
13. Talairach J., Tournoux P., *Co-planar stereotactic atlas of the human brain*, Stuttgart New York, Thieme, 1988.
14. Nowinski W.L., Fang A., Nguyen B.T., Raphel J.K., Jagannathan L., Raghavan R., Bryan R.N., Miller G., *Multiple brain atlas database and atlas-based neuroimaging system*, Comput Aided Surg, 2(1), 42–66, 1997.
15. Nowinski W.L., *Computerized brain atlases for surgery of movement disorders*, Semin Neurosurg. 12 (2), 183–94, 2001.

16. Nowinski W.L., *Electronic brain atlases: features and applications*. In: Caramella D, Bartolozzi C, editors. *3D image processing: techniques and clinical applications*. Medical Radiology series, Heidelberg: Springer, 79–93, 2002.
17. Nowinski W.L., Thirunavuukarasuu A., *The cerefy clinical brain atlas on CD-ROM*, New York, Thieme, 2004.
18. Nowinski W.L., Bryan R.N., Raghavan R., *The electronic clinical brain atlas: multiplanar navigation of the human brain*, New York, Thieme, 1997.
19. Nowinski W.L., *The Cerefy Brain Atlases: continuous enhancement of the electronic Talairach-Tournoux brain atlas*, Neuroinformatics 3(4), 293–300, 2005.
20. Chakravarty M.M., Sadikot A.F., Mongia S., Collin D.L., *Towards a multi-modal atlas for neurosurgical planning*. In: *Proceedings of the ninth international conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI 2006)*, Copenhagen, Denmark LNCS, 4191, Springer, 389–96, 2006.
21. Paul M. Thompson, Roger P. Woods, Michael S. Mega, Arthur W. Toga, *Mathematical/Computational Challenges in Creating Deformable and Probabilistic Atlases of the Human Brain*, Human Brain Mapping 9, 81–92, 2000.

Modele układu krwionośnego człowieka

1. Wstęp

W ciągu ostatnich lat pojawiło się wiele nowych narzędzi umożliwiających modelowanie ludzkiego ciała. Nastąpiły zmiany w dostępnym sprzęcie i oprogramowaniu komputerowym kładące szczególny nacisk na wiarygodne modele ludzkiego ciała i liczne badania przeprowadzone przy użyciu stworzonych modeli. Monografia zawiera przegląd wybranych modeli układu krwionośnego człowieka. Należą do nich modele uwzględniające budowę komórkową tkanek serca i charakterystykę przepływu płynów w układzie krwionośnym. Część modeli tworzonych jest na podstawie obrazów pochodzących z różnych technik obrazowania medycznego.

2. Anatomia i fizjologia układu krwionośnego człowieka.

2.1. Serce i jego naczynia wieńcowe

Serce jest bardzo ważnym organem w ciele ludzkim, wraz z siecią żył, tętnic i naczyniami włosowatymi tworzy układ sercowo – naczyniowy. Znajduje się w środkowej części jamy klatki piersiowej, a otoczone jest workiem surowiczym, zwany osierdziem. Wewnątrz serce podzielone jest na cztery części: komorę prawa i lewa, przedsionek prawy i lewy. Znaczna część ludzkiego serca znajduje się po stronie lewej, a tylko mniej więcej 30% po stronie prawej. Istotne w budowie zewnętrznej są również uszka serca. Przednie jest workowate i stanowi nieco spłaszczone wypustki przedsionków. Ślepe końce uszek (miejsca ich przyczepu) zginają się przyśrodkowo i przylegają do obu wielkich tętnic, wypełniając one wgłębienie pomiędzy aortą a pniem płucnym z jednej strony a komorami z drugiej [1]. Powierzchnia serca ludzkiego jest gładka, lśniąca i wilgotna dzięki obecności błony surowiczej serca.

Serce posiada rozbudowany układ wieńcowy, to dzięki niemu zaopatrywane jest w składniki odżywcze potrzebne do jego funkcjonowania. Lewa tętnica wieńcowa serca zaopatruje w składniki odżywcze przednią i boczną powierzchnię wolnej ściany lewej komory serca. Tylna ściana zaopatrywana jest przez tylną tętnicę zstępującą. Okalająca część tętnicy prawej oddaje początek na swoim przebiegu trzem tętnicom przedsionkowym, z których ostatnia zaopatruje węzeł zatokowy – przedsionkowy. Przegroda międzykomorowa wraz z górną częścią

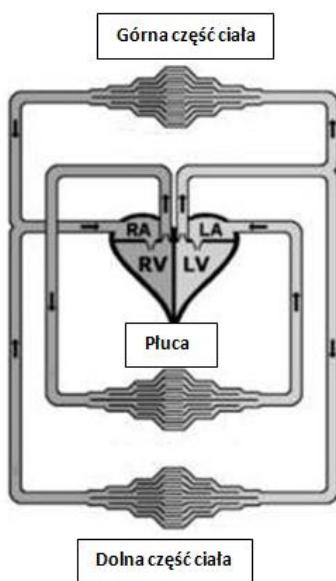
*magdalena.michalska@pollub.edu.pl, Instytut Elektroniki i Technik Informacyjnych, Wydział Elektrotechniki i Informatyki, Politechnika Lubelska

komorowego układu przewodzącego zaopatrywana jest przez tętnice przegrodowe, pochodzące z lewej tętnicy wieńcowej. Żyły zbierające krew z dorzecza prawej tętnicy wieńcowej uchodzą do prawego przedsionka tuż nad zastawkami przedsionkowo – komorowymi [1].

Grubość mięśnia sercowego w komorze jest większa niż w ścianie przedsionków, zawiera ona warstwę zewnętrzną skośną, środkową okrężną i wewnętrzną podłużną. Niewielka liczba włókien kolagenowych i fibroblastów oraz gęsta sieć naczyń krwionośnych włosowatych występuje pomiędzy szeregami komórek mięśniowych. Natomiast warstwy tkanki łącznej otaczają pęczki szeregów komórek. W tkance mięśniowej sercowej znajdują się w znacznej liczbie włókna nerwowe nieposiadające osłonki mielinowej [2].

2.2. Krążenie krwi w ciele ludzkim

Korona serca jest układem wielkich naczyń tętniczych wychodzących z serca (aorta i pień płucny) oraz żył uchodzących do serca (żyła główna górna i dolna oraz cztery żyły płucne). Układ żył, tętnic i naczyń włosowatych tworzy w organizmie dwa obiegi krwi – obieg duży i mały, zwany również obiegiem płucnym.



**Rys. 1. Schemat układu krwionośnego człowieka, RA – przedsionek prawy, LV – komora lewa
LA – przedsionek lewy, RV – komora prawa**

Źródło: Formaggia L., Quarteroni A., Veneziani A., Cardiovascular Mathematics, Modeling and simulation of the circulatory system, Springer 2009 .

Duży obieg krwi zaczyna swój bieg w lewej komorze serca. Aorta to tętnica główna odpowiedzialna za doprowadzenie krwi utlenowanej do całego ciała człowieka. Od łuku aorty odchodzą tętnice do głowy, kończyn górnych oraz dolnej części ciała. Do serca krew jest doprowadzana za pomocą dwóch żył, żyły głównej górnej i żyły głównej dolnej. Żyła główna dolna doprowadza krew z głowy szyi, kończyn górnych, klatki piersiowej i kręgosłupa piersiowego, natomiast dolna z kończyn dolnych, brzucha i miednicy. Mały obieg krwi rozpoczyna się w prawej komorze, pień płucny wyprowadza krew z serca. Po dokonaniu wymiany gazowej natleniona krew wraca żyłami do lewego przedsionka serca. Żyła płucna dolna i żyła płucna górna doprowadzają do serca krew z tlenem.

2.3. Elektrokardiogram

Elektrokardiografia pozwala pośrednio zarejestrować elektryczne czynności mięśnia sercowego z powierzchni klatki piersiowej człowieka. Czynności te są przedstawione jako różnica potencjałów pomiędzy elektrodami. Na wykresie EKG otrzymujemy linię izoelektryczną. Jest ona pozioma, zarejestrowana w czasie, gdy w sercu nie stwierdza się pobudzeń. Wyróżnia się załamki, odcinki i odstępy. Do najbardziej charakterystycznych należy załamek P informuje o depolaryzacji mięśnia przedsionków, zespół QRS odpowiada depolaryzacji mięśnia komórek, załamek T repolaryzacji komórek, obecny jest również załamek U. Odcinek PQ określa czas przewodzenia depolaryzacji przez węzeł przedsionkowo-komorowy, a odcinek ST to czas depolaryzacji komórek serca.

3. Modele układu krążenia

Modele nie powstałyby bez współpracy inżynierii biomedycznej i medycznej społeczności, są obecnie wykorzystywane jako narzędzia kliniczne dla lekarzy podczas diagnozowania chorób układu krążenia. Wykorzystują one cechy specyficzne dla każdego pacjenta, wielkoskalowość, zindywidualizowane przewidywanie ryzyka, wirtualne planowanie leczenia. W przyszłości mogą stopniowo zostać zintegrowane w duże projekty pozwalające na stworzenie "wirtualnego pacjenta".

3.1. Modele wykorzystujące obliczeniową mechanikę płynów

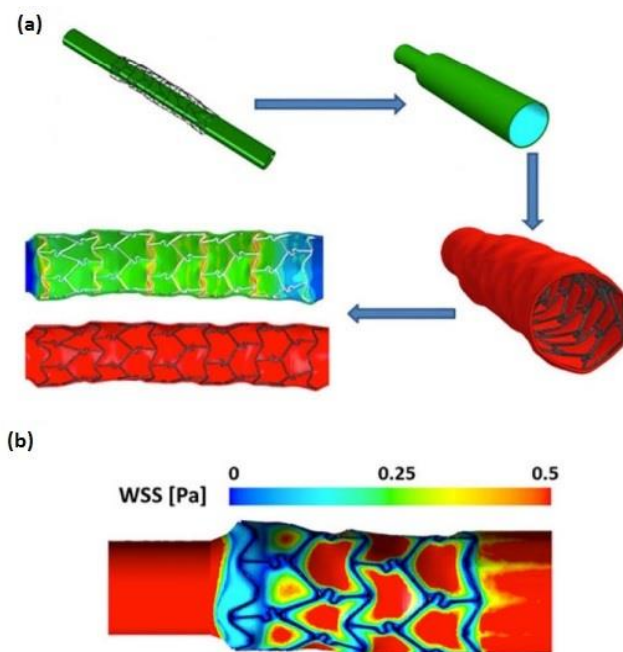
Obliczeniowa mechanika płynów wykorzystuje metody numeryczne do rozwiązywania problemów związanych z przepływami płynów. W języku angielskim została ona nazwana *computational fluid dynamics*, CFD. W połączeniu z obrazowaniem układu sercowo-naczyniowego umożliwia szczegółową parametryzację fizjologicznego ciśnienia, przepływów oraz obliczanie wskaźników. Część ze wskaźników może również zostać

bezpośrednio mierzona. Badacze przyjęli CFD do badania złożonych przepływów fizjologicznych i wykazali swój potencjał podczas pracy nad wieloma projektami. Istnieje rosnące zainteresowanie zastosowaniem tych metod w poznaniu układu sercowo-naczyniowego człowieka [4–6]. Naukowcy potrafią przewidzieć reakcje fizjologiczne przy użyciu hemodynamicznych parametrów.

Budowę i rozwiązanie modelu CFD można opisać w kilku etapach. Pierwszym wykorzystanym narzędziem może być obrazowanie kliniczne układu krwionośnego np. USG, CT, MRI czy angiografia. Ruch anatomiczny można śledzić w regionach podzielonych na wybrane wcześniej części. Podczas budowania schematów symulacji przepływów w naczyniach uwzględniane są zachowania hemodynamiczne. Stosowane są pewne uproszczenia, by nie wywierać negatywnego wpływu na zasoby obliczeniowe i czas rozwiązania algorytmu [7–8]. Ponadto wyznacza się określone warunki brzegowe, ponieważ niemożliwe jest dyskretyzowanie całego układu sercowo-naczyniowego, region podlegający analizie musi posiadać co najmniej jeden wlot i jedno ujście. W symulacji uwzględniane są oprócz geometrii czy danych granicznych również właściwości np. krwi (gęstość i lepkość), warunki początkowe układu (np. czy ciecz jest początkowo statyczna czy ruchoma), informacje o dyskretyzacji czasu (wielkość kroku czasu i numeryczne schematy aproksymacji) oraz pożądane dane wyjściowe (np. liczba cykli sercowych do symulacji).

Modelowanie CFD umożliwia badanie pól ciśnienia i przepływu w rozdzielczości czasowej i przestrzennej nieosiągalnej dla żadnego klinicznego narzędzia, mogą obliczyć naprężenie ścinające ściany naczynia (i zmapować jego rozkład przestrzenny [9–10]. Przetwarzanie danych końcowych zapewnia nowe spojrzenie na fizjologię i procesy chorobowe. Pomiar ściany tętnic WSS (ang. wall shear stress) jest trudny i inwazyjny, to kluczowy czynnik w rozwoju miażdżycy w naczyniu lub w stencie.

Stworzone modele stają się powoli narzędziami diagnostycznymi w chorobach układu krążenia, najczęściej dotyczą zmian w naczyniach i stentach wywołanych miażdżycą. Model obliczeniowej dynamiki płynów (CFD) wykazuje korelację między naprężeniem ścinającym ściany (WSS) a restenozą w chorobie wieńcowej tętnic. Zjawisko to obserwowane jest po zabiegach angioplastyki naczyniowej polegającej na nawrocie zwężenia leczonej tętnicy. Na Rysunku 2 przedstawione zostały przykłady zastosowania modeli dla stentów i naczyń krwionośnych.



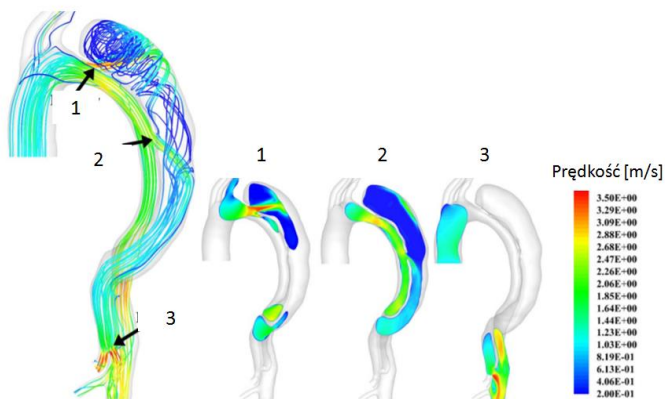
Rys. 2. (a) modelowanie stentu w tętnicach wieńcowych, (b) wyniki symulacji CFD jako przestrzenny rozkład wielkości WSS w ścianie tętnicy

Źródło: Morlacchi S., Migliaiavacca F., Modeling stented coronary arteries: where we are, where to go, *Ann Biomed Eng.* 41,1428–44, 2013.

Codzienna praktyka kliniczna wymaga jednak indywidualnego leczenia dostosowanego do indywidualnych potrzeb każdego z pacjentów. Modelowanie CFD oferuje specyficzne dla pacjenta podejście. Pozwala poznać unikalną anatomie i fizjologię jednostki, dane jednostki są używane do zdefiniowania modelu. Obliczeniowa symulacja dynamiki płynów pozwala badać przepływ przez każdy wybrany punkt naczynia. Podczas symulacji wykazuje się wysoką prędkość przepływu krwi przez główny punkt wejścia. Jednak określenie samego punktu nie wystarczy. Badania przeprowadza się do zlokalizowania między innymi zakrzepicy w naczyniach. Modelowanie zjawisk chorobowych nie zastąpi badań klinicznych, ale pozwoli na rzeczywistą ocenę badanego układu pod kątem wybranych patologicznych zjawisk.

Typowa symulacja 3D układu sercowo-naczyniowego obejmuje bardzo wiele elementów w kilku cyklach, z których każdy podzielony jest na setki lub tysiące indywidualnych kroków. Modelowanie 3D CFD jest zatem czasochłonne i wymagające wielu skomplikowanych obliczeń. Zazwyczaj w modelu CFD wytwarza się ciśnienie i prędkość, ale tylko niewielka część tych danych jest

interesująca dla operatora. Ważne jest, aby modelowane wyniki były sprawdzane przez dopuszczony standard. Zwykle wiąże się to z porównaniem wartości mierzonych w fantomie. Na Rysunku 3 przedstawiona została rekonstrukcja 3D naczynia aorty. Uwzględnia ona prędkość przepływu krwi w naczyniu w jego trzech wybranych miejscach.



Rys. 3. Segmentacja, rekonstrukcja i symulacja 3D aorty, uwzględnia światło naczynia podczas skurczu i rozkurczu w trzech wybranych miejscach

Źródło: Chen D, Müller-Eschner M, von Tengg-Kobligk H, A patient-specific study of type-B aortic dissection: evaluation of true-false lumen blood exchange, Biomed Eng Online, 12, 65, 2013.

Powstałe modele uwzględniają również zachowanie się krwi podczas skurczu i rozkurczu serca, obrazują naprężenia ściskające. Uwzględniane są również ruchy ścian podczas oddechów, dane pozyskiwane są wtedy z badania MRI bramkowanego sygnałem EEG. Istotna jest również zmienna średnica naczyń krwionośnych, często naczynia włosowate są pomijane w modelach ze względu na ich bardzo niewielki rozmiar.

3.2. Modele architektury tkanek serca

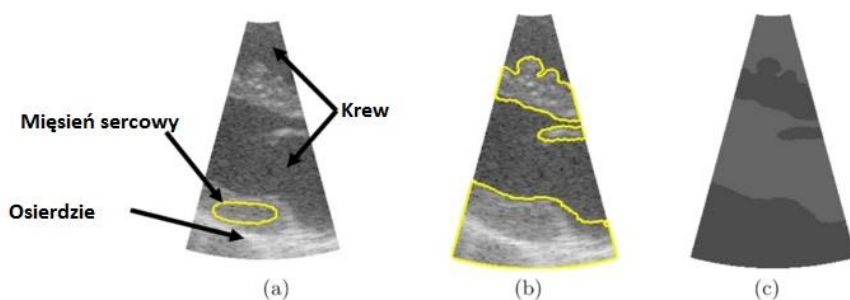
Architektura serca była intensywnie badana od wielu lat [13–14]. Posiada ona złożone struktury, dlatego tkanki i komórki serca są trudne do opisanie ilościowego. W prawidłowo kurczącym się mięśniu sercowym występuje wiele różnych struktur zorganizowanych w skomplikowaną architekturę. Najczęściej zmianę organizacji tkanek obserwowano w warunkach patologicznych. Bardzo istotne jest poznanie skali wielkości od komórkowej po tkankową, aż do całych elementów ją budujących. Badania [15–17] można wykorzystać do wyjaśnienia zaburzeń kardiologicznych architektury komórek i tkanek w wielu skalach, od komórkowej do skali tkankowej. Podczas badań wykorzystywane są nie tylko

tworzone wzorce miar i kształtów komórek, odkrywane są również związki między ich kształtem a konsystencją całej tkanki. Wskazówki dotyczące sposobu samoorganizacji się tkanek są przyszłością ilościowej inżynierii tkankowej w biomechanice układu sercowo-naczyniowego [18].

Obecnie ustalono, że do oceny orientacji włókien przy wysokiej rozdzielczości przestrzennej można wykorzystać dyfuzyjne obrazowanie rezonansu magnetycznego (ang. *diffusion-weighted magnetic resonance imaging*, DTMRI). Wspomniane obrazowanie stosowane jest do pomiaru orientacji włókien komorowych serca, DTMRI może być użyty do rekonstrukcji zarówno włókien komorowych, jak i wykorzystania algorytmu mapowania dużych deformacji (ang. *large deformation diffeomorphic metric mapping*, LDDMM).

Dane anatomiczne mogą następnie zostać wykorzystane do symulacji przewodzenia elektrycznego w modelu obliczeniowym tego samego serca, które zostało zmapowane elektrycznie [19]. Ułatwia to bezpośrednie porównywanie i testowanie wyników modelu w stosunku do wyników eksperymentalnych. Daje to możliwość ilościowego pomiaru i analizy sposobów jak przebudowa mikroanatomii komorowej wpływa na przewodnictwo elektryczne w sercu.

Na podstawie przeprowadzonych badań serca wykonanych za pomocą ultrasonografii starano się wyodrębnić wybrane elementy tkanek budujących serce. Podczas segmentacji obrazów wykonanych podczas badania uzyskano dwa regiony zainteresowania, pozwalające na odseparowanie od siebie osierdzia i mięśnia sercowego, wyniki zaprezentowane są na Rysunku 4.

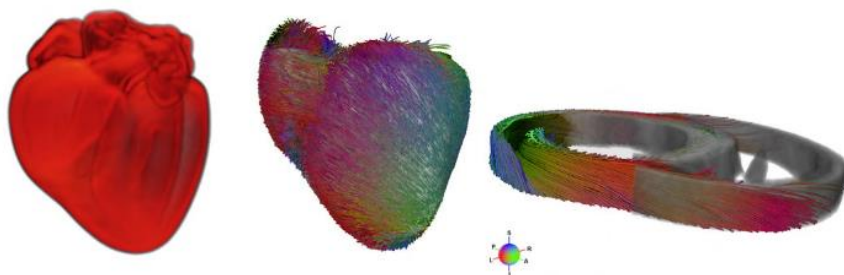


Rys. 4. Segmentacja projekcji przymostkowej serca w osi długiej z użyciem funkcji ustawiania pojedynczego poziomu (a) inicjalizacja, (b) wynik segmentacji, (c) uzyskane obszary

Źródło: Pop M., Wright G., *Functional Imaging and Modeling of the Heart: 4th International Conference*, Salt Lake City, USA, Sachse Gunnar Seemann, Springer, 440, 2017.

4. Modele geometrii serca

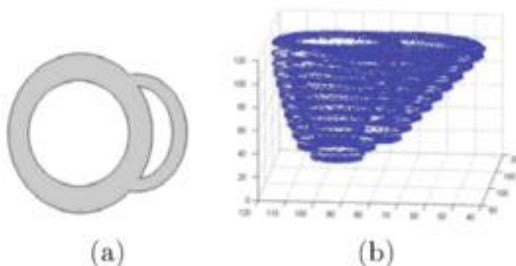
Na podstawie danych obrazowych uzyskanych za pomocą rezonansu magnetycznego (DTMRI) i zastosowanych algorytmów uzyskuje się z modeli tkanek cała geometrię ludzkiego serca. To specyficzny zbiór algorytmów wykorzystywanych do mapowania i manipulowania gęstymi obrazami w oparciu o mapowanie. System mapowania (LDDMM) przeznaczony jest również do manipulowania i przesyłania informacji przechowywanych w wielu typach obrazów medycznych. Rysunek 5 przedstawia wyniki działania symulacji opartej o opisaną metodę.

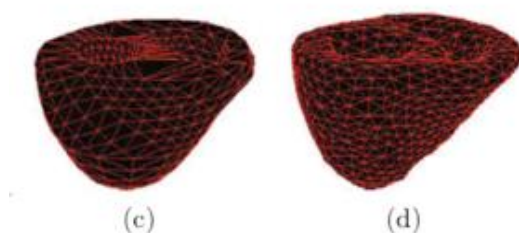


Rys. 5. Geometria serca w oparciu o DTMRI, wykorzystujące architekturę włókien tkanek

Źródło: Pop M., Wright G., Functional Imaging and Modeling of the Heart: 4th International Conference, Salt Lake City, USA, Sachse Gunnar Seemann, Springer, 440, 2017.

Na podstawie przeprowadzonych badań za pomocą obrazowania rezonansem magnetycznym przeprowadzono manualną segmentację. Tkanki serca często modelowane są jako dwuwarstwowe lub trójwymiarowe struktury [20]. Przykłady uzyskiwanych rekonstrukcji ukazane są na Rysunku 6, została zrekonstruowana prawa i lewa komora serca w 3D.

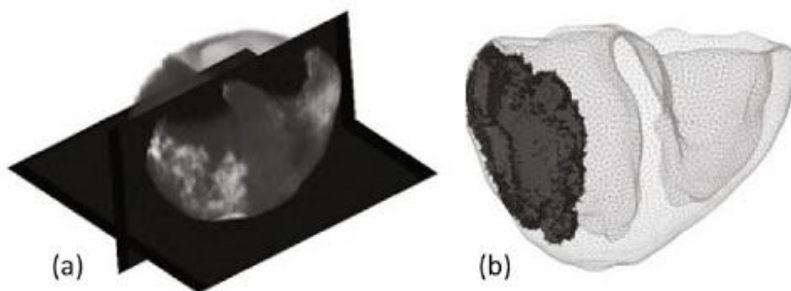




Rys. 6. (a) Lewa komora serca i prawa komora serca jako prosty model geometryczny. Rekonstrukcji 3D (b) lewej komory i prawej komory, (c) realistyczna geometria serca, (d) uproszczona geometria modelu

Źródło: Camara, O., Konukoglu, E., Pop, M., Rhode, K., Sermesant, M., Young, A., Statistical Atlases and Computational Models of the Heart: Imaging and Modelling Challenges: Second International Workshop, STACOM 2011, Held in Conjunction with MICCAI 2011, Toronto, 2011.

Modele przedstawione na Rysunku 7 powstają również przy wykorzystaniu grafiki trójwymiarowej wykorzystującej rendering objętości całej bryły serca na podstawie danych obrazowych. Istotne są tutaj anatomiczne i fizjologiczne szczegóły zawarte w badaniach, odpowiedni format i jakość zapisanych danych, by można było przeprowadzić segmentację interesujących obszarów.

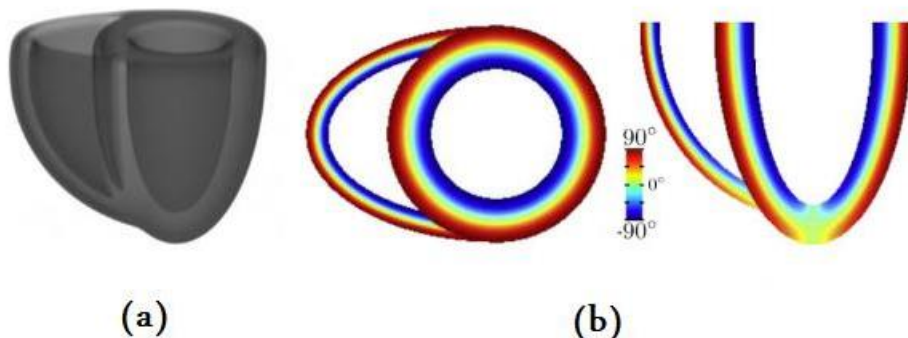


Rys. 7. (a) Rendering objętości serca uzyskanych na podstawie skanów DT-MRI, (b) stworzony model 3D z obrazów DT-MRI.

Źródło: Pop M., Wright G., Functional Imaging and Modeling of the Heart: 4th International Conference, Salt Lake City, USA, Sachse Gunnar Seemann, Springer, 440, 2017.

Coraz częściej budowane są modele wspomagane wcześniej przygotowanymi atlasami anatomicznymi, opracowanym na podstawie dużej ilości danych.

Przykładowy model został umieszczony na Rysunku 8. Model kąta geometrii został stworzony na podstawie dostępnego atlasu.



Rys. 8. (a) Geometria modelu, (b) model uwzględniający kat orientacji włókna.

Źródło: Sermesant M., Rhode K., Sanchez-Ortiz G.I., Camara O., Simulation of cardiac pathologie using an electromechanical biventricular model and XMR interventional imaging, Med. Images Anal. 5(9),460–480, 2015.

5. Podsumowanie

Międzynarodowe projekty badawcze realizowane pod patronatem Wirtualnego Fizjologicznego Człowieka (VPH) starają się badać efekty wynikające z połączenia wielu powstałych modeli. Rośnie zainteresowanie integracją wielu fizjologicznych modeli w kompleksowe modele systemowe do symulacji pracy serca i jego naczyń krwionośnych.

Niełatwym zadaniem jest przyjęcie dobrego wzorca do budowania modelu serca. Jego kształt, wielkość, położenie poszczególnych części względem siebie zależy od bardzo wielu czynników. Wśród tych czynników należy wyróżnić: wiek, płeć, styl życia, rodzaj przebytych schorzeń itp. Również fizjologia układu krwionośnego zależy od wielu czynników i nie jest łatwa do odwzorowania.

Istotne jest symulowanie zjawisk w skuteczny sposób, by jednocześnie nie zapominać o ważnych elementach i kompleksowo łączyć wszystkie poznane metody i założenia. Nakład obliczeniowy potrzebny do przetworzenia danych powoduje, że wiele metod staje się mniej atrakcyjnych i potrzebne stają się założenia optymalizujące proces. Dostępność dobrze sprawdzonych baz danych ciała ludzkiego jest ważnym warunkiem korzystania z modeli.

Obszary przyszłego rozwoju w dziedzinie prawdziwych modeli ciała ludzkiego obejmują dalsze ulepszenia równań i parametrów dla materiałów biologicznych, takich jak serce, mózg i skóra. W przyszłości będą trwały prace nad dalszym wykorzystaniem wielu dostępnych technik obrazowania

medycznego do rekonstrukcji anatomii ludzkiego ciała. Potrzebne będzie zastosowanie odpowiednich algorytmów umożliwiających wykrycie i określenie ilościowe zmian w anatomii serca, które są charakterystyczne dla określonych procesów chorobowych. Obecnie powstają modele trójwymiarowe, specjalistyczne aplikacje medyczne.

Bibliografia

1. Bochenek A., Reicher M., *Anatomia człowieka, podręcznik dla studentów medycyny, tom V, układ wewnątrzwydzielniczy, układ naczyniowy*, PZWL, Warszawa 1960.
2. Cichocki T., Litwin J. A., Mirecka J., *Kompendium histologii podręcznik dla studentów i lekarzy*, Wydawnictwo Uniwersytetu Jagiellońskiego, Kraków 2002.
3. Formaggia L., Quarteroni A., Veneziani A., *Cardiovascular Mathematics, Modeling and simulation of the circulatory system*, Springer 2009.
4. Smith N, de Vecchi A, McCormick M, *euHeart: personalized and integrated cardiac care using patient-specific cardiovascular modeling*, Interface Focus, 1, 349–64, 2011.
5. TC, Nchimi A, Swedenborg J, *A novel strategy to translate the biomechanical rupture risk of abdominal aortic aneurysms to their equivalent diameter risk: method and retrospective validation*, Eur J Vasc Endovasc Surg 47, 288–95, 2014.
6. Radaelli AG, Augsburger L, Cebal JR, *Reproducibility of haemodynamical simulations in a subject-specific stented aneurysm model—a report on the Virtual Intracranial Stenting Challenge 2007*, J Biomech 41, 2069–81, 2008.
7. Barber DC., Hose DR., *Automatic segmentation of medical images using image registration: diagnostic and simulation applications*, J Med Eng Technol, 29, 53–63, 2005.
8. Zhao F, Xie X., *An overview of interactive medical image segmentation*, Ann BMVA, 7, 1–22, 2013.
9. Chien S., *Mechanotransduction and endothelial cell homeostasis: the wisdom of the cell*, Am J Physiol Heart Circ Physiol, 292, H1209–24, 2007.
10. LaDisa JF, Jr., Olson LE, Molthen RC, *Alterations in wall shear stress predict sites of neointimal hyperplasia after stent implantation in rabbit iliac arteries*, Am J Physiol Heart Circ Physiol, 288, H2465–75, 2005.
11. Morlacchi S., Migliaavacca F., *Modeling stented coronary arteries: where we are, where to go*, Ann Biomed Eng, 41, 1428–44, 2013.
12. Chen D, Müller-Eschner M, von Tengg-Kobligk H, *A patient-specific study of type-B aortic dissection: evaluation of true-false lumen blood exchange*, Biomed Eng Online, 12, 65–70, 2013.
13. Grosberg, A., Kuo, P. L., Guo, C. L., Geisse, N. A., Bray, M. A., Adams, W. J., Sheehy, S. P., Parker, K. K., *Self-Organization of Muscle Cell Structure and Function*, PLoS Comput. Biol., 7, 2011.
14. Umeno, A., Ueno, S., *Quantitative Analysis of Adherent Cell Orientation Influenced by Strong Magnetic Fields*, IEEE Trans. Nanobiosci., 2, 26–28, 2013.
15. Feinberg, A. W., Alford, P. W., Jin, H., Ripplinger, C. M., Werdich, A. A., Sheehy, S. P., Grosberg, A., Parker, K. K., *Controlling the Contractile Strength of Engineered Cardiac Muscle by Hierarchal Tissue Architecture*, Biomaterials 33, 5732–5741, 2012.

16. Grosberg, A., Kuo, P. L., Guo, C. L., Geisse, N. A., Bray, M. A., Adams, W. J., Sheehy, S. P., Parker, K. K., *Self-Organization of Muscle Cell Structure and Function*, PLoS Comput. Biol., 7(2) 2011.
17. Umeno, A., Ueno, S., *Quantitative Analysis of Adherent Cell Orientation Influenced by Strong Magnetic Fields*, IEEE Trans. Nanobiosci., 2(1), 26–28, 2013.
18. Grosberg, A., Alford, P. W., McCain, M. L., Parker, K. K., *Ensembles of Engineered Cardiac Tissues for Physiological and Pharmacological Study: Heart on a Chip*, Lab Chip, 11(24) 4165–4173, 2011.
19. Helm, P., Beg, M. F., Miller, M. I., and Winslow, R. L., *Measuring and Mapping Cardiac Fiber and Laminar Architecture Using Diffusion Tensor MR Imaging*, Ann. N. Y. Acad. Sci., 1047, 296–307, 2005.
20. Sermesant M., Rhode K., Sanchez-Ortiz G.I., Camara O., *Simulation of cardiac pathologie using an electromechanical biventricular model and XMR interventional imaging*, Med. Images Anal. 5, 460–480, 2015.

Wykorzystanie spektroskopii w badaniach nad tkankami

1. Wstęp

W jednym ze sposobów pomiarów spektroskopowych jest rejestracja padającego promieniowania elektromagnetycznego. Promieniowanie to może oddziaływać ze składnikami badanego obiektu [1–2]. Spektrofotometria polega na ilościowym pomiarze transmisji lub odbicia promieniowania świetlnego przez badaną próbkę. Jest ona głównym narzędziem spektroskopii absorpcyjnej i odbiciowej w świetle widzialnym i podczerwieni.

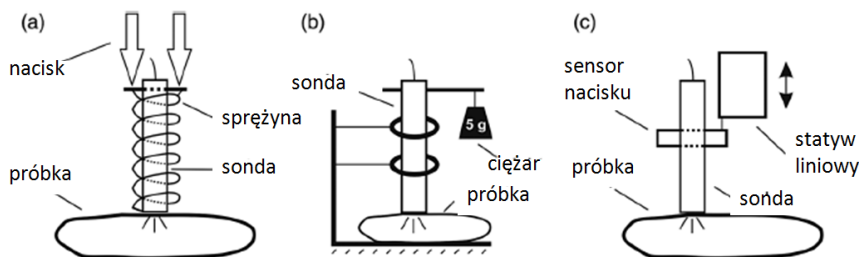
W ostatnich latach dużym zainteresowaniem cieszy się wykorzystanie spektroskopii w badaniach nad tkankami. Jednym z celów badań było określenie chorób, w których to może zostać wykorzystana spektrofotometria. Głównie badania spektroskopowe są używane w badaniach nad rakiem, w diagnostyce, terapii przeciwnowotworowej i leczeniu onkologicznym pacjentów [3–4]. Monografia zawiera rozdziały poświęcone wpływowi nacisku a badaną tkankę, absorpcji i wysycenia badanej tkanki istotnymi substancjami. Jeden z rozdziałów poświęcony został również badaniom uwzględniającym różną pigmentację skóry badanych osób.

2. Wpływ nacisku na tkankę

Badania wpływu ciśnienia kontaktowego sondy na widma zostały przeprowadzone przez różnych badaczy i wykazano, że zastosowane ciśnienie wpływa na właściwości optyczne badanych tkanek [5–10].

Jednym z czynników mogących wpływać na widma jest przesunięcie sondy światłowodowej, dlatego naukowcy podczas swoich badań budują różne konfiguracje stanowisk pomiarowych. Na rysunku 1 przedstawione zostały 3 układy pozwalające na regulację nacisku sondy na badaną tkankę. Uwzględniają one zarówno zamontowaną sprężynę, odważnik czy regulowane ramię po którym przesuwa się sensor. Zastosowanie odpowiednio dobranego do badań stanowiska pomiarowego umożliwia lepsze zamodelowanie całego eksperymentu.

*magdalena.michalska@pollub.edu.pl, Instytut Elektroniki i Technik Informatycznych, Wydział Elektrotechniki i Informatyki, Politechnika Lubelska



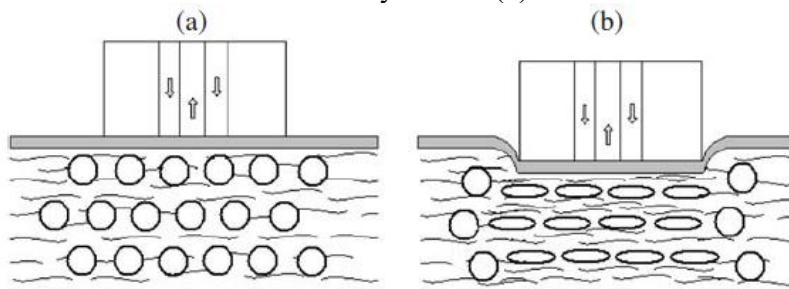
Rys. 1. Stanowiska pomiarowe do badań nacisku sondy na tkankę: (a) oparte na sprężynie, (b) na odważniku, (c) na regulowanym ramieniu statywu

Źródło: Cugmas B., Bürmen M., Bregar, M., Pernuš F., Likar B., Pressure-induced near infrared spectra response as a valuable source of information for soft tissue classification, *Journal of Biomedical Optics*, 18(4), 047002, 2013.

W rutynowej procedurze zbierania widm sonda pomiarowa delikatnie styka się z powierzchnią badanego obiektu. Dlatego powstaje nacisk, który może wpływać na profil rozproszonego spektrum odbicia. Celem przeprowadzonych badań w [6] było zbadanie wpływu przesunięcia sondy odbiciowej na widma ludzkiej skóry w wybranych punktach na ręce ludzkiego ciała. Otrzymane widma światła widzialnego potwierdzają intensywne wchłanianie i rozpraszanie w skórze. Badania opisują wpływ ciśnienia wywieranego przez sondy na naczynia krwionośne i włókna kolagenowe. Na rysunku 2 schematycznie zaznaczono naczynia krwionośne jako koła w stanie normalnym (bez nacisku) lub elipsy pod wpływem nacisku. Natomiast włókna kolagenowe przedstawione zostały jako krzywe. Symulacja dotyczy dwóch sytuacji jakie miały miejsce w badaniu: braku nacisku na naczynia krwionośne i włókna kolagenowe i wykorzystanie nacisku na badany obszar. Ściskanie skóry przez sondę powoduje, że naczynia zmieniają kształt i wymiary.

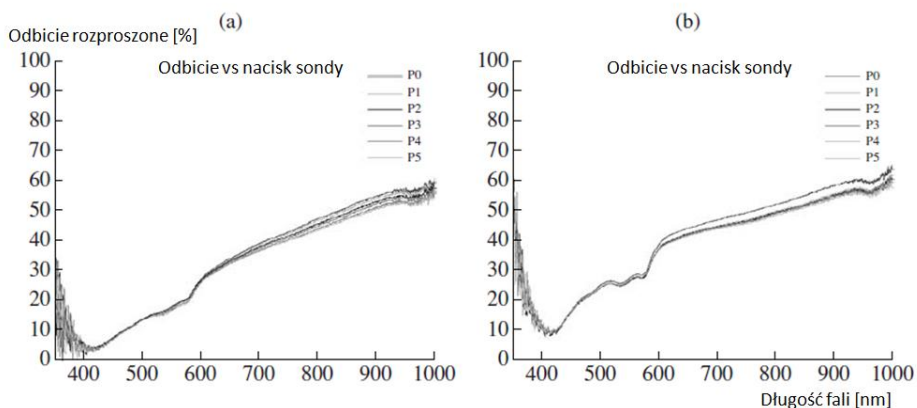
Zwrócono uwagę na spektralne pomiary współczynnika odbicia biologicznego tkanki, by zbadać ją pod kontem wczesnej diagnozy chorób nowotworowych. Pomiary są często wykonywane przy użyciu sondy światłowodowej w kontakcie z powierzchnią tkanki. Celem pracy [6] było zbadanie wpływu ciśnienia sondy na widma rozproszenia ludzkiej skóry w zakresie 345–1000 nm podczas wykonywania pomiarów na ludzkim przedramieniu. Wyniki badań zostały przedstawione na wykresie 1. Zestawiono w nim odbicie i siły nacisku sond oznaczone jako P_0 do P_5 . Przy zastosowaniu wybranego nacisku na tkankę obserwowano piki absorpcyjne oksyhemoglobiny dla jasnej i ciemnej skóry. Natomiast dokładnej zostały one zarejestrowane dla jaśniejszej ze skór. Jak pokazano na rysunku 3 przy długościach fal powyżej 600 nm intensywność widm rozproszonego odbicia zmniejsza się wraz ze wzrostem ciśnienia wywieranego na

tkanki przez sondę. Na wykresie 1 (a) można zauważyć, że widmo P_0 odpowiadające zerowemu naciskowi sondy na skórę, jest relatywnie bardziej oddzielone od serii widm P_1 - P_5 niż na wykresie 1 (b).



Rys. 2. Wpływ ciśnienia sondy na naczynia krwionośne i włókna kolagenowe: (a) normalny stan naczyń krwionośnych i włókien kolagenowych, (b) ściskanie skóry przez sondę

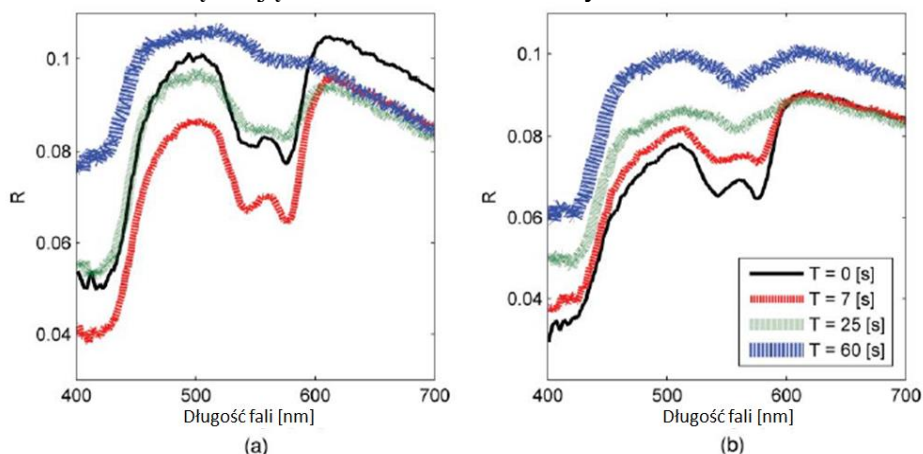
Źródło: Delgado Atencio J. A., Orozco Guillén E. E., Vázquez Montiel S., Cunill Rodríguez M., Castro Ramos J., Gutiérrez J. L., Martínez F., Influence of probe pressure on human skin diffuse reflectance spectroscopy measurements, Optical Memory and Neural Networks (Information Optics), 18(1), 6–14, 2009.



Rys. 3. Typowe widma rozproszonego odbicia w całym spektrum od 345–1037 nm w funkcji zastosowanego nacisku na skórę. (a) kobieta w wieku 22 lat z ciemną skórą, (b) jasnoskórą mężczyzna w wieku 25 lat

Źródło: Delgado Atencio J. A., Orozco Guillén E. E., Vázquez Montiel S., Cunill Rodríguez M., Castro Ramos J., Gutiérrez J. L., Martínez F., Influence of probe pressure on human skin diffuse reflectance spectroscopy measurements, Optical Memory and Neural Networks (Information Optics), 18(1), 6–14, 2009.

Większość systemów obejmuje sondę światłowodową, która transmituje i zbiera widma optyczne przez kontakt z podejrzaną zmianą. Przeprowadzony w [5] eksperyment in-vivo na ludzkiej skórze miał na celu zbadać krótkoterminowe (< 2 s) i długotrwałe (> 30 s) działanie ciśnienia sondy na pomiary odbicia rozproszonego i fluorescencji. Na rysunku 4 przedstawiono typowy współczynnik odbicia światła dla wybranych czasów i ciśnienia dla punktów zlokalizowanych na szyi i czole badanego pacjenta. Wchłanianie maleje wraz ze zmianami specyficznymi dla miejsca z powodu kompresji krwi objętej próbą. Zredukowana zmienność współczynników rozproszenia zależy także od miejsca. Różnice w strukturze i budowie morfologicznej tkanek przyczyniają się do powstawania specyficznych dla miejsca sposobów oddziaływania sond. W związku z tym można zminimalizować wpływ ciśnienia, gdy ciśnienie jest niewielkie i stosowane przez krótki czas. Jednak indukują się długotrwałe i duże naciski znaczne zwiększając zniekształcenia mierzonych widm.

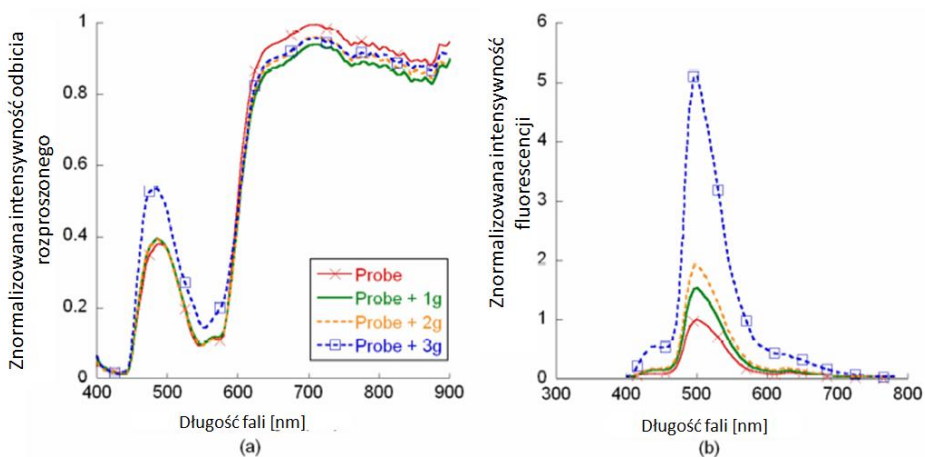


Rys. 4. Typowy współczynnik odbicia dla czasów równych 0, 7, 2,5 i 60 s a) dla ciśnienia P4 na szyi, (b) dla ciśnienia P2 na czole pacjenta

Źródło: Liang, L., Brandon N., Narasimhan R., Tunnell J.W., Probe pressure effects on human skin diffuse reflectance and fluorescence spectroscopy measurements, *Journal of Biomedical Optics*, 16(1), 011012, 2011.

Na podstawie przeprowadzonych badań można stwierdzić, że wchłanianie w skórze zmniejsza się wraz ze wzrostem ciśnienia sondy dla badanych punktów. Zmiany kształtu widm wywołane zmianami ciśnienia spowodowane są zmianami właściwości optycznych i fizjologicznych skóry. Absorpcja hemoglobiny zmniejszała się stopniowo po zastosowaniu ciśnienia sondy. Uzyskane wyniki można wyjaśnić strukturą i morfologią tkanek właściwych dla każdego badanego punktu (np. obecność naczyń krwionośnych lub kości).

Badania były również przeprowadzane na szczurach laboratoryjnych. Analizowano spektroskopię rozproszenia i fluorescencję rozproszoną *in vivo* przy użyciu modelu zwierzęcego. Wzrost ciśnienia kontaktowego sondy indukował duże zmiany profilu w widmach odbicia rozproszonego między 400 a 650 nm. Prowadzi to do znacznego zwiększenia intensywności widm fluorescencji. Wymagany próg ciśnienia w [10] zależał od rodzaju tkanki. Obserwowane zmiany widmowe można przypisać zmniejszeniu miejscowej objętości krwi, natlenienie krwi i metabolizmowi tkanek. Zmiany te wynikają z wpływu nacisku sondy na tkankę serca szczura. Znormalizowana intensywność odbicia rozproszonego i znormalizowana intensywność fluorescencji z tkanki serca szczura rejestrowane przy 4 różnych ciśnieniach kontaktowych sondy, zostało to zobrazowane na rysunku 5.



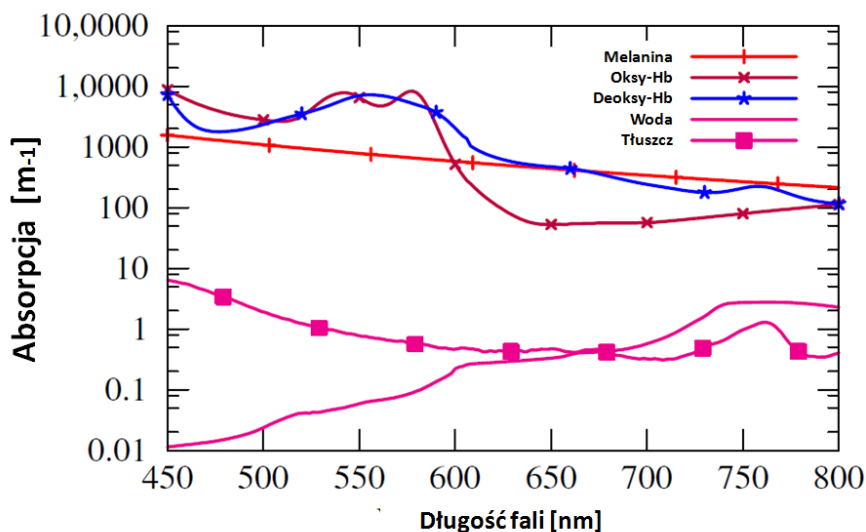
Rys. 5. (a) Znormalizowana intensywność odbicia rozproszonego, (b) znormalizowana intensywność fluorescencji z tkanki serca szczura rejestrowane przy różnych ciśnieniach kontaktowych sondy

Źródło: Ti Y., Lin W.G., Effects of probe contact pressure on *in vivo* optical spectroscopy, 16(6), Optics Express 4250, 2008.

Ustalono, że ciśnienie sondy wpływa na lokalne właściwości optyczne tkanki. Widma odbicia analizuje się używając modelu, który wydobywa właściwości optyczne tkanki i ułatwia zrozumienie podstawowych fizjologicznych zmiany indukowane przez ciśnienie sondy. Przy wykonywaniu badań istotne było zachowanie niezmiennych odległości dla danej serii pomiarów, prawidłowe ustawienie diody, zachowanie tego samego punktu pomiarowego na badanym obiekcie.

3. Absorpcja i wysycenie

Badania naukowe wykorzystujące spektrofotometr pozwalają na wyznaczenie wielu parametrów i właściwości optycznych ludzkiej skóry. Dostarczają one wielu informacji o: zawartości melaniny w skórze, wody tłuszczu, hemoglobiny uwzględniając również różne jej rodzaje, jak oksyhemoglobina (HbO_2) czy deoksyhemoglobina [11]. Na rysunku 6 przedstawione są głównie z absorbentów tkanek: melanina, oksyhemoglobina, deoksyhemoglobina, woda i tłuszcz.

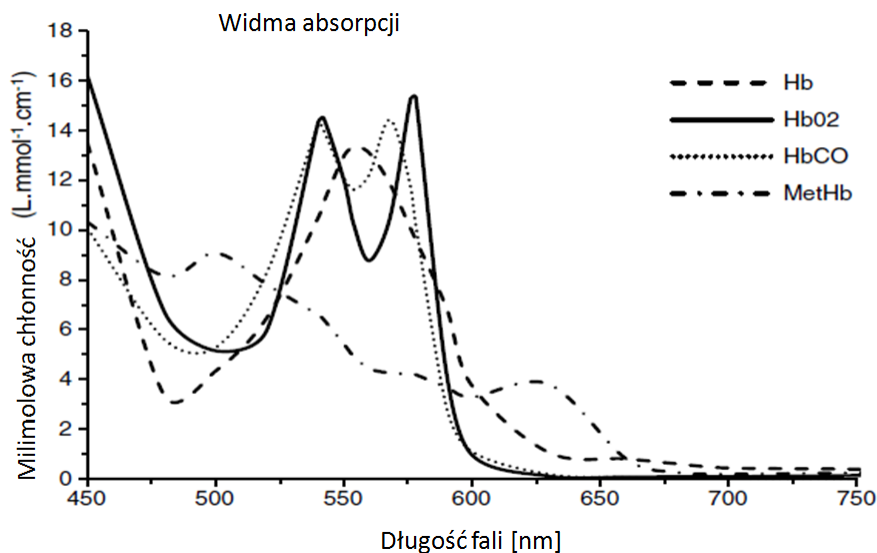


Rys. 6. Współczynniki absorpcji krwi, wody, tłuszczu, melaniny dla skóry północnoeuropejskiej chronionej przed słońcem

Źródło: Bjorgan A., Milanic M., Randeberg L.L., Estimation of skin optical parameters for real-time hyperspectral imaging applications, Journal of Biomedical Optics 19(6), 066003, 2014.

Hemoglobina występująca w formie utlenowanej, jako oksyhemoglobina ma barwę jasnoczerwoną i badana na spektrofotetrze wykazuje dwa piki absorpcyjne w żółtej i zielonej części widma (578 nm i 540 nm). Bada się również absorpcje i wysycenie dla karbaminohemoglobiny (HbCO_2), karboksyhemoglobiny (HbCO), methemoglobiny (MetHb), sulfhemoglobiny (SulfHb) czy cyanomethemoglobiny. W [12] wyznaczono współczynniki absorpcji dla wybranych typów hemoglobin, zostały one przedstawione na rysunku 7. Hemoglobina odtlenowana ma barwę czerwono-fioletową i w spektrofotetrze obserwuje się pik absorpcyjny przy długości fali równej

565 nm. Methemoglobina ma barwę brunatną i pochłania światło przy długościach fali $\lambda = 631$ nm, 576 nm, 540 nm i 500 nm.



Rys. 7. Widma absorpcji dla różnego rodzaju hemoglobin

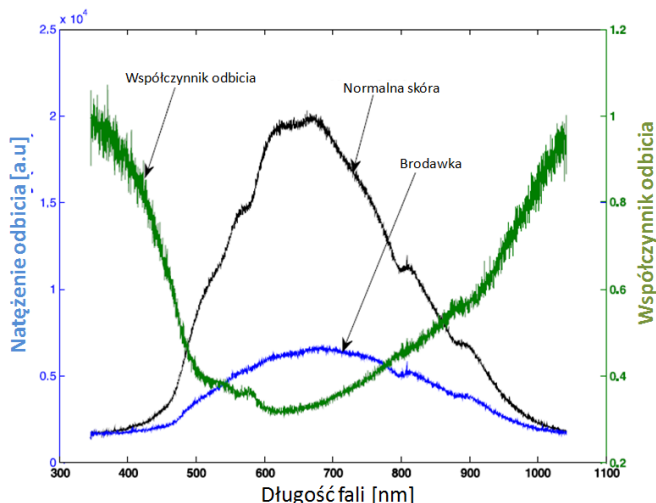
Źródło: Troy T.L., Thennadil S.N., Optical properties of human skin in the near infrared wavelength range of 1000 to 2200 nm, *Journal of biomedical optics*, 6(2), 167–176, 2001.

Na podstawie wyznaczonych parametrów można wysnuwać wnioski o rodzaju lub dalszej diagnostyce choroby czy pochodzeniu etnicznym danej populacji [13]. Zwiększona zawartość niektórych substancji w tkance odpowiedzialna jest za proces chorobowy tkanki.

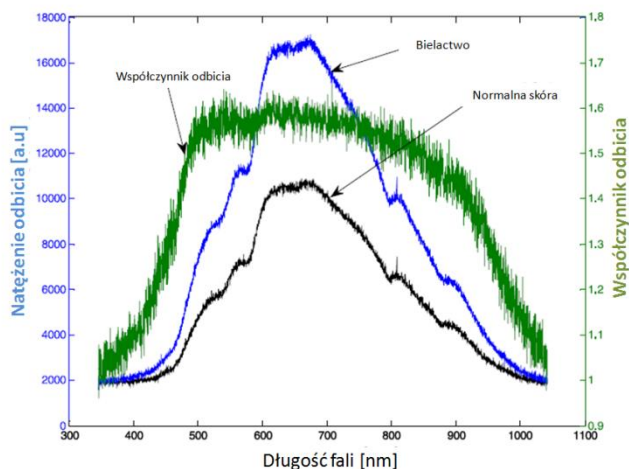
4. Diagnostyka chorób

Współcześnie wykorzystuje się spektrometrię do badań różnych schorzeń skóry. Należą do nich brodawki, bielactwo, zakrzep (z powodu urazu) i naczyńiaki [14]. Naukowcy badali różne nieprawidłowości skóry w wybranych jej regionach. Rysunek 8 (a) pokazuje oryginalne widmo odbicia dla brodawki i skóry kontrolnej ze współczynnikiem odbicia między obszarem brodawek a normalną skórą. Oryginalne widma brodawek posiadają bardzo niski współczynnik odbicia. Analogiczne wykresy stworzono dla skóry objętej bielactwem, rysunek 8 (b). Wartość bezwzględna spektrum jest większa niż 1, co wskazuje, że natężenie światła odbitego od skóry objętej bielactwem jest wyższe niż dla skóry normalnej.

Bielactwo wprowadza na skórze obszary bez melaniny, regiony te mają małe wchłanianie, a tym samym maksymalny współczynnik odbicia.



(a)



(b)

Rys. 8. Widma rozproszonego odbicia i współczynniki współczynnika odbicia dla (a) brodawek i normalnej skóry, (b) bielactwa i skóry normalnej

Źródło: Prince S., Malarvizhi S., Spectroscopic diffuse reflectance plots for different skin conditions, Spectroscopy 24, 467–481, 2010.

Kształt widma zależy od głębokości i rodzaju chromoforu. Wzrost stężenia danej cząsteczki może powodować odmienny kontrast, niezależnie od głębokości, charakterystyki optycznej warstwy skóry, w której występuje ta zmiana.

Widma choroby i widma kontrolne porównuje się stosując analizę statystyczną do wykrywania zakresów długości fali, regionów o znaczących różnicach. Zmiany kształtu widm są pomagają odróżnić tkankę zdrową od tej, w której występują zmiany chorobowe. Wykres różnicowy pomiędzy widmami chorego a normalnymi widmami pomaga wykrywać znaczące obszary długości fal. Dla brodawek w trakcie badania zidentyfikowana długość fali wynosi 610 nm., dla tkanki z zakrzepicą wynosi 540–585 nm, a dla skóry z naczyniakiem 580–590 nm.

W [15] analizowano kolor przywróconej skóry powstałej w wyniku gojenia się oparzeń. Porównań dokonano koncentrując się na obszarach skóry po poparzeniu i skóry zdrowej stosując spektrofotometrię u 118 osób, 64 mężczyzn i 54 kobiety w wieku od 1 do 70 lat. Przeanalizowano łącznie 379 próbek. Uwzględniono wiek, płeć, ekspozycję na słońce i czas po oparzeniu. Dane zostały przesłane do analizy statystycznej. Kolor przywróconej skóry stał się ciemniejszy po roku od poparzenia u osób z ekspozycją na słońce i u osób starszych. Płeć badanego nie miała żadnego wpływu na wskaźnik jasności. Natomiast kolor przywróconej skóry stał się bardziej czerwony u osób wystawionych na słońce i u starszych osób w ciągu pierwszych sześciu miesięcy po oparzeniu. Wspomniany obszar stał się bardziej niebieski u mężczyzn w ciągu roku od oparzenia. Wiek i ekspozycja słoneczna nie przyniosła żadnego wpływu na oś chromatyczną.

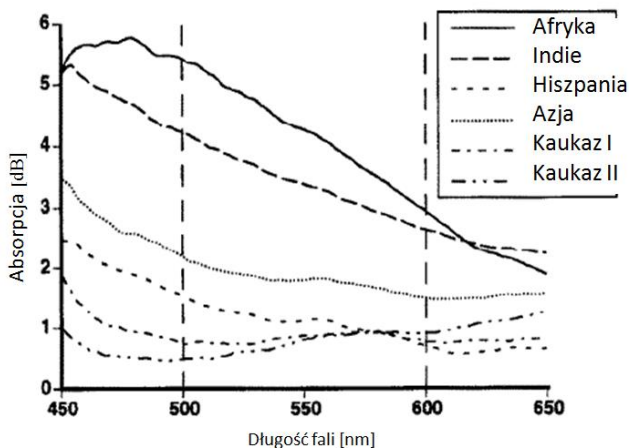
W [16] wykorzystując spektrofotometrię analizowano kolor przywróconej skóry powstałej po procesie gojenia oparzeń skóry, przebadano łącznie 379 próbek uwzględniając wiek, płeć, ekspozycję na słońce i czas po powstałym oparzeniu.

Bardzo często spektrofotometria łączona jest z innymi narzędziami diagnostycznymi, w [17] wykorzystywany jest również laser Dopplera w ocenie utleniania i perfuzji w języku i błonie śluzowej jamy ustnej. Estymuje się również parametry optyczne skóry w czasie rzeczywistym dla obrazowania hiperspektralnego by uzyskać frakcje objętościowe we krwi, natlenienia w zakresach 510–590 nm i 690–820 nm, zawartość melaniny i obraz RGB badanego obszaru skóry [11]. Badania spektroskopowe wykorzystuje się również w badaniach nad nowotworami w terapii przednowotworowej jaki i w jej trakcie [3, 18].

5. Pigmentacja skóry

Widma absorpcyjne ciemniejszych typów skóry (Typy V–VI Fitzpatricka) mają większe nachylenie w porównaniu do jaśniejszej skóry typy (I-II i III-IV) [19]. Dla długości ponad 900 nm współczynnik absorpcji trzech typów skóry mają prawie taką samą wartość, pik absorpcji wody przy 980 μm . Badania przeprowadzone na grupach ludzi różniących się składnikami skóry

odpowiedzialnymi za jej koloryt. Uwzględniono skóry osób z Afryki, Indii, Hiszpanii, Azji i Kaukazu na rysunku 9.



Rys. 9. Wartości współczynnika absorpcji dla różnych fototypów skóry w zależności od pochodzenia etnicznego

Źródło: Fergusonpell M., Hagsiawa S., An empirical technique to compensate for melanin when monitoring skin microcirculation using reflectance spectrophotometry, *Medical Engineering & Physics*, 17(2), 104–110, 1995.

Celem badań jest również wpływ zawartości melaniny na pomiar SO_2 w zakresie widzialnym długości fali w skórze dla jasno i ciemnoskórej populacji [20]. Wyznaczono bardzo wysoki poziom korelacji między HbI a indeksem melaniny. Kolejnym celem tego badania było stworzenie większej ilości przypadków do wykonywania pomiarów dla ciemnoskórych pacjentów. Trudności w badaniu daje zbyt wysokie stężenie melaniny w ich skórze, która jest głównym absorbentem promieniowania. Starano się stworzyć możliwość zbadania poziomu SO_2 w tkance w przypadkach, gdy przepływ krwi może być krytycznie niski i gdzie niskie stężenie hemoglobiny powoduje trudności nawet dla białej skóry. Podsumowując z badania jasno wynika, że pomiar tkanki SO_2 w DNA dla czarnej skóry jest wykonalny, nie tylko w warunkach normalnej perfuzji, ale także w krytycznym niedokrwieniu kończyn. Opracowanie taniego monitora SO_2 jest wskazany do stosowania w krajach rozwijających się o wysokiej zachorowalności na cukrzycę. W przypadku jej zaawansowanego stadium często konieczna staje się amputacja kończyn.

Stopień pigmentacji skóry uwzględniono również w [21]. W badaniu zbadano niezawodność oraz ważność dla kilku kolorów skóry strategii pomiaru uszkodzeń. Badania przeprowadzono wśród uczestników różnych typów skóry i płci. Ocena

obserwatora jest skorelowana z oceną spektrofotometryczną aktualnego koloru skóry. Osoby o jaśniejszej skórze relacjonowały więcej skumulowanych uszkodzeń skóry niż te które było wykrywalne przez fotografie UV. Kobiety zgłosiły znacznie bardziej zniszczoną skórę niż mężczyźni. Wyniki te sugerują, że autoraport może być cenną strategią pomiaru, ale pomiar współczynnika odbicia powinien być wykonywany przez spektrofotometr. Oceny obserwatorów mogą być przydatne, ale nie należy tylko na nich polegać, potrzebna jest głębsza analiza każdego z przypadków.

6. Podsumowanie

Spektroskopia znalazła duże zastosowanie w wielu rozwiązaniach medycznych opisujących procesy zachodzące w tkankach ludzkich i zwierzęcych. Zjawisko absorpcji stanowi podstawę spektrofotometrii umożliwiającą pomiar w całym zakresie światła widzialnego i podczerwieni.

Wyniki badań przyczyniają się do wyjaśnienia wpływu ciśnienia sondy na współczynnik odbicia rozproszonego. Ten problem powinien zostać poddany dalszym badaniom, które obejmują lepszą kontrolę nad stosowanym ciśnieniem sondy przez operatora w warunkach klinicznych. Istotny jest rozwój innych modeli, które biorą pod uwagę realistyczne zależność między parametrami optycznymi a naciskiem sondy światłowodowej na skórę.

W przyszłości spektroskopia może zostać wykorzystana do zbadania dynamicznych procesów naczyniowych na podstawie pomiarów rozproszenia spektrum odbicia.

Bibliografia

1. Bigio I.J., Bown S.G., Briggs G., Kelley C., Lakhani S., Pickard D., Ripley P.M., Rose I.G., Saunders C., *Diagnosis of breast cancer using elastic scattering spectroscopy: preliminary clinical results*, J. Biomed. Opt. 5, 2000.
2. Wallace V.P., Bamber J.C., Crawford D.C., Ott R.J., Mortimer P.S., *Classification of reflectance spectra from pigmented skin lesions, a comparison of multivariate discriminant analysis and artificial neural networks*, Phys. Med. Biol. 45, 2000.
3. Harrison D.K., *The clinical application of optical spectroscopy in monitoring tissue oxygen supply following cancer treatment, The primo vascular system: Its role in cancer and regeneration*, Springer Science+Business Media, LLC, 291–296, 2012.
4. Cugmas B., Bürlen M., Bregar, M., Pernuš F., Likar B., *Pressure-induced near infrared spectra response as a valuable source of information for soft tissue classification*, Journal of Biomedical Optics, 18(4), 2013.
5. Liang, L., Brandon N., Narasimhan R., Tunnell J.W., *Probe pressure effects on human skin diffuse reflectance and fluorescence spectroscopy measurements*, Journal of Biomedical Optics, 16(1), 2011.

6. Delgado Atencio J. A., Orozco Guillén E. E., Vázquez Montiel S., Cunill Rodríguez M., Castro Ramos J., Gutiérrez J. L., Martínez, F., *Influence of probe pressure on human skin diffuse reflectance spectroscopy measurements*, *Optical Memory and Neural Networks (Information Optics)*, 18(1), 6–14, 2009.
7. Tabrizi H. S., Shakibaei A. A., *The effect of probe pressure on in vivo single fiber reflectance spectroscopy*, *Journal of Lasers in Medical Science*, 7(4), 233–237, 2016.
8. Reif R., Amoroso M. S., Calabro K.W., A'Amar O., Singh S.K., Irving J. Bigio, *Analysis of changes in reflectance measurements on biological tissues subjected to different probe pressures*, *J. of Biomedical Optics*, 13(1), 2008.
9. Cugmas B., Bregar M., Bürmen M., Pernuš F. Likar B., *Impact of contact pressure–induced spectral changes on soft-tissue classification in diffuse reflectance spectroscopy: problems and solutions*, *Journal of Biomedical Optics* 19(3), 2014.
10. Ti Y., Lin W.G., *Effects of probe contact pressure on in vivo optical spectroscopy*, *Optics Express* 16(6), 2008.
11. Bjorgan A., Milanic M., Randeberg L.L., *Estimation of skin optical parameters for real-time hyperspectral imaging applications*, *Journal of Biomedical Optics* 19(6), 2014.
12. Troy T.L., Thennadil, S.N., *Optical properties of human skin in the near infrared wavelength range of 1000 to 2200 nm*, *Journal of biomedical optics* 6 (2), 167–176, 2001.
13. Gajinov Z., Mati M., Prčić S., Đuran V., *Optical properties of the human skin*, *Serbian Journal of Dermatology and Venereology*, 2 (4), 131–136, 2010.
14. Prince S., Malarvizhi S., *Spectroscopic diffuse reflectance plots for different skin conditions*, *Spectroscopy* 24, 467–481, 2010.
15. Carvalho D. do A., Mariani U., Gomez D. de S., Gemperli R., Ferreira M.C., *A study of the postburned restored skin*, *Burns* 25, 385–394, 1991.
16. Singh D.B., Stansby G., Harrison D.K., *Assessment of oxygenation and perfusion in the tongue and oral mucosa by visible spectrophotometry and laser Doppler flowmetry in healthy subjects*, *Adv Exp Med Biol.* 614, 227–33, 2008.
17. Fredriksson I., Burdakov O., Larsson M., Strömberg T., *Inverse Monte Carlo in a multilayered tissue model: merging diffuse reflectance spectroscopy and laser Doppler flowmetry*, *J Biomed Opt.*, 18(12), 2013.
18. Shirkavand A, Sarkar S, Fashtami L, Mohammadreza H., *Detection of melanoma skin Cancer by elastic scattering spectra: A proposed classification method*, *Iran J Med Phys.* 14, 162–166, 2017.
19. Fergusonpell M., Hagsisawa S., *An empirical technique to compensate for melanin when monitoring skin microcirculation using reflectance spectrophotometry*, *Medical Engineering & Physics* 17(2), 104–110, 1995.
20. Harrison D.K., Greenidge A.R., Clive Landis R., *Skin SO₂ measurement using visible lightguide spectrophotometry in a black population: A feasibility study, oxygen transport to tissue XXXII*, *Advances in Experimental Medicine and Biology* 701, Springer Science+Business Media, LLC, 2011.
21. Daniel L.C, Heckman C.J., Kloss J.D., Manne S.L., *Comparing alternative methods of measuring skin color and damage*, *Cancer Causes Control*, Springer Science+Business Media B.V. 20, 313–321, 2008.

Kondensatory grzebieniowe z miedzi do badania parametrów elektrycznych komórek

1. Wstęp

Mikrosystemy elektromechaniczne (ang. MEMS – Microelectromechanical systems) są obecnie najprężniej rozwijającą się dziedziną nauki. Ich szerokie zastosowanie w m.in. elektronice, robotyce oraz biotechnologii sprzyja powstawaniu coraz to nowych urządzeń. Układy te opierają się na mikrostrukturach wymagających precyzyjnej obróbki materiałów.

W niniejszej pracy dokonano przeglądu literatury na temat interesującego materiału jakim jest miedź. Wybrano ją ze względu na doskonałe właściwości elektryczne, dzięki czemu jest najczęściej wykorzystywanym materiałem w układach elektronicznych. Dodatkowo jony miedzi są kofaktorami wielu ważnych enzymów i pełnią kluczowe funkcje w niektórych procesach biologicznych. Mimo toksyczności miedzi, większość organizmów posiada wysoce wyspecjalizowane systemy transportu Cu, w których biorą udział dedykowane białka, dzięki czemu miedź może być wykorzystywana w urządzeniach biomedycznych [1–4].

Punktem docelowym przeprowadzonych prac badawczych było określenie wpływu miedzi na wzrost hodowli komórek podczas badania *in vitro*. Dodatkowo, sprecyzowanie w jakich warunkach wykorzystanie danego materiału będzie bardziej odpowiednie i wystarczające, pozwoli na otwarcie nowych ścieżek rozwoju. W tym celu zaprojektowano i wykonano kondensatory grzebieniowe na biokompatybilnych podłożach, wzorując się na rozwiązaniach komercyjnych. Warstwy metalizacji osadzono metodą rozpylania magnetronowego na różnego rodzaju materiałach. Najlepsze rezultaty uzyskano na podłożach z poliwęglanu, spełniające wszystkie, wcześniej określone wymagania, m.in. biokompatybilność oraz wytrzymałość na wykorzystywane podczas prac technologicznych roztwory chemiczne. Zaprojektowaną geometrię kondensatorów grzebieniowych uzyskano w procesie fotolitografii, wykorzystując zarówno metodę pozytywową, jak i negatywową.

Wytworzone struktury testowe wykorzystano do monitorowania wzrostu hodowli komórek odzwierzęcych za pomocą pomiarów parametrów elektrycznych. Uzyskane wyniki pozwalają na ocenę możliwości wykorzystania miedzi w różnorodnych zastosowaniach biotechnologicznych [2, 5].

*dawid.adrian.zarzeczny@gmail.com, Instytut Elektroniki i Technik Informacyjnych, Wydział Elektrotechniki i Informatyki, Politechnika Lubelska

2. Miedź

Miedź (Cu) jest niezbędnym elementem wielu procesów biologicznych. Znajduje się w aktywnych miejscach białek biorących udział w reakcjach komórkowych, takich jak oddychanie, ochrona antyoksydantów, biosynteza neurotransmiterów, biosynteza tkanki łącznej i tworzenie barwników. Jej najważniejsze funkcje związane są z udziałem w silnej aktywności redoks. Właściwość ta umiejscawia miedź w wyjątkowej roli kluczowego modulatora szlaków transdukcji sygnału komórkowego. Ścieżki te są złożoną sekwencją oddziaływań molekularnych, które napędzają wszystkie mechanizmy komórkowe. Związane są często z interakcją kluczowych enzymów, w tym kinaz i fosfataz. Obejmują także zmiany wewnątrzkomórkowe w pulach mniejszych cząsteczek. Przeanalizowano aktualny stan wiedzy na temat sposobu, w jaki chaperony miedzi wspomagają funkcjonowanie organizmu. Rosnąca liczba dowodów wyznacza w jaki sposób, kiedy i gdzie miedź pośredniczy nad kontrolowaniem transdukcji. Ponieważ wolne jony Cu są toksyczne, większość organizmów ma wysoce wyspecjalizowane systemy ich transportu, w których biorą udział dedykowane białka, przyczyniające się do regulowania funkcji komórek. Wiele aspektów mechanistycznych zostało rozwiązanych w odniesieniu do sposobu przenoszenia jonów Cu między dane białka. Oprócz pierwotnej cytoplazmatycznej funkcji chaperonu dla Cu, wszystkie trzy chaperony cytoplazmatyczne wchodzą w interakcje z innymi związkami. Są one zaangażowane w szlaku sygnałowym, modelując wzrost i rozwój komórek. Wiedza ta może być ostatecznie wykorzystana do przyszłego rozwoju leków w kierunku chorób takich jak nowotwory i choroby neurodegeneracyjne [3–4, 6–7].

2.1. Szlaki transdukcji sygnału komórkowego

Szlaki sygnalizacji komórkowej kontrolują odpowiedzi komórek na stymulację oraz pośredniczą w zewnętrznej transdukcji informacji pochodzących od receptorowych kinaz, aby ostatecznie sterować transkrypcją jądrową. Ten złożony proces kontroluje większość funkcji komórkowych w komórkach jądrazstych, a rozkład tego układu sygnalizacyjnego leży u podstaw wielu zaburzeń u ludzi i zwierząt. Stwierdzono, że miedź powinna być uważana za trzeci kluczowy modulator, zaraz po wapnie i cynku. Dzięki silnym działaniom redoks, miedź została włączona we wszystkie aspekty sygnalizacji komórkowej poprzez modulację oddziaływań receptor-ligand w błonie komórkowej, kontrolę kinaz oraz powiązanych funkcji fosfatazy w wielu szlakach komórkowych, i ostatecznie kontrolę ekspresji genów w jądrze komórkowym. Konsekwencje nieprawidłowej homeostazy miedzi spowodowanej czy to poprzez mutację genetyczną, starzenie się, czy wpływy środowiskowe, prowadzą do poważnych efektów patologicznych, takich jak nowotwory, zapalenia lub neurodegeneracje. Rosnąca świadomość tego, iż miedź jest niezbędnym modulatorem sygnału, otwiera

ogromny obszar nowych możliwości w zwalczaniu chorób poprzez suplementację lub usuwanie miedzi [3–4].

Transdukcja sygnału w komórce zazwyczaj wiąże się z wysoce skoordynowanym transferem informacji od błony komórkowej do różnych wewnątrzkomórkowych lokalizacji, w odpowiedzi na bodźce zewnętrzne. Wynikiem jest regulacja działań biochemicznych w celu kontrolowania określonych funkcji komórkowych związanych z żywotnością, wzrostem, różnicowaniem i innymi specjalistycznymi działaniami w obrębie różnych tkanek. Transdukcja sygnału odbywa się poprzez szereg szlaków lub sieci z receptorów błony komórkowej i białek błonnych za pośrednictwem kinaz wzmacniających sygnał. Dzięki temu możliwe jest kontrolowanie funkcji enzymów, transkrypcji jądrowej, ekspresji białka i szeregu dodatkowych procesów komórkowych. Konkretnie sygnały muszą być wysoce skoordynowane zarówno czasowo, jak i przestrzennie w ramach złożonej sieci ścieżek, a zatem podlegają skomplikowanym i wielowarstwowym mechanizmom regulacyjnym [3–4].

Bodźce zewnętrzne, takie jak białka i peptydy, wyznaczają wewnątrzkomórkowe szlaki sygnałowe za pomocą receptorów błonnych. Receptory i kompleksy receptorowe powiązane są z dalszymi mechanizmami sygnalizacyjnymi. Chociaż istnieje szereg wysoce wyspecjalizowanych działań receptorowych, najpowszechniejszymi mechanizmami pośredniczenia w sygnalizacji poza sygnałem, są zmiany konformacyjne, fosforylacja i kompartmentalizacja receptorów, po interakcji ligand - receptor. Receptory są często związane z kompleksami błonowymi, które lokalizują i przyjmują dalsze kinazy białkowe, lub kontrolują wtórne przekaźniki, aby kierować i wzmacniać sygnały wewnętrzne. Po dostarczeniu sygnału zewnętrznego, receptory i / lub kompleksy oddziałujące, są dezaktywowane poprzez szereg procesów, takich jak defosforylacja za pomocą fosfataz białkowych lub kontrolowane za pomocą GTPaz [4, 8].

2.2. Dystrybucja miedzi w organizmie

Miedź (Cu) jest metalem przejściowym, zdolnym do przechodzenia między dwoma stanami redoks, utlenionym Cu (II) i zredukowanym Cu (I). Pozwala to białkom zawierającym Cu odgrywać istotną rolę jako nośniki elektronów i katalizatory redoks w organizmach żywych. Praktycznie wszystkie organizmy wykorzystują miedź jako katalityczny kofaktor do procesów biologicznych, takich jak oddychanie, transport żelaza, ochrona przed stresem oksydacyjnym, wytwarzanie hormonów peptydowych, pigmentacja, krzepnięcie krwi oraz prawidłowy wzrost i rozwój komórek. Aby uniknąć toksyczności wolnych jonów Cu, wewnątrzkomórkowe stężenie Cu regulowane jest przez dedykowane białka, ułatwiające jego pobieranie, przepuszczanie, jak również dystrybucję do białek docelowych i enzymów zależnych od Cu. U ludzi, Cu²⁺ redukuje się do Cu⁺ przed wychwytem komórkowym. Jony Cu⁺ wchodzą następnie do komórki dzięki

białkom błonnym CTR1. Cytoplazma jest środowiskiem wysoce redukującym, więc jony Cu pozostają w postaci 1+ podczas transportu cytoplazmatycznego. Podczas dalszej drogi, wiele ludzkich enzymów zależnych od miedzi, takich jak czynniki krzepnięcia krwi, tyrozylnaza, oksydaza lizylnowa i ceruloplazmina, nabywają Cu z ATPaz, zanim dotrą do miejsca docelowego w organizmie. Oprócz danego szlaku, istnieją również inne ścieżki transportu Cu w cytoplazmie, opierające się na podobnej zasadzie działania. Miedź jednak bierze również udział w reakcjach redoks, które generują rodnik hydroksylowy, co powoduje katastrofalne uszkodzenie lipidów, białek i DNA. Nierównowaga Cu u ludzi, prowadzi do poważnych chorób, takich jak zespół Menkesa lub choroba Wilsona, charakteryzujących się niezdolnością do prawidłowego rozprowadzania miedzi do wszystkich komórek i tkanek. Ponadto miedź jest silnie powiązana z chorobami neurodegeneracyjnymi, takimi jak stwardnienie zanikowe boczne, choroba Alzheimera i encefalopatie gąbczaste [3–4,8].

Badania strukturalne i biochemiczne przeprowadzone przez Tzagoloffa i jego zespół rzuciły światło na specyficzność szlaku dystrybucji i chemiczne mechanizmy dostarczania miedzi. Opisano, że COX, mitochondrialny enzym błonowy odpowiedzialny za powstawanie związków chemicznych będących miejscowymi informatorami komórkowymi, przyczynia się do tego procesu. Dowiedziono, iż katalityczne podjednostki Cox1 i Cox2, które wymagają miedzi jako kofaktora, ulegają ekspresji z genomu mitochondrialnego. Sugeruje to, że w procesie dostarczania metalu pośredniczą wysoce specyficzne interakcje białko-białko, obejmujące domeny homologiczne między białkiem opiekuńczym i docelowym. Identyfikacja nowych białek opiekuńczych i transportujących miedź w różnych organizmach, silnie wspiera zachowany ewolucyjnie mechanizm wymiany metali. Dokładne szczegóły chemiczne tych mechanizmów transportowania miedzi, od punktu wejścia do docelowych miejsc funkcjonalnych, będą ewoluować w ciągu najbliższych kilku lat dzięki badaniom genetycznym, biochemicznym, strukturalnym oraz biologii komórki [8].

Nagromadzenie Cu, spowodowane lub powodowane rozregulowaniem jej transportu, często jest powodem powstawania guzów nowotworowych oraz inny chorób neurodegeneracyjnych. Miedź jest niezbędna do angiogenezy, która odpowiedzialna jest za przerzuty nowotworowe. Jako kluczowy składnik wielu istotnych enzymów, nie jest zaskakujące, iż Cu jest wykorzystywana przy co najmniej trzech charakterystycznych zjawiskach związanych z nowotworami: proliferacji, angiogenezie i przerzutach. Wykazano istnienie wpływu białek nowotworowych LOX, SPARC, Mek1 i MEMO zależnych od miedzi na organizm ludzki. Ponadto Cu może wiązać się z białkami amyloidogennymi, które biorą udział w takich chorobach jak choroba Huntingtona, Parkinsona czy Alzheimera. Przerzuty nowotworowe składają się z kaskady procesów, które zależą od zdolności migracyjnych komórek. Po miejscowym nagromadzeniu tkanek, komórki nowotworowe migrują przez zręby guza i naczynia krwionośne, aby dotrzeć i rosnąć w miejscach docelowych przerzutów. Wymaga to integracji

z komórką oraz interakcji i modyfikacji z otaczającą macierzą pozakomórkową. Miejscowa inwazja i migracja komórek osiągana jest przez formowanie się bogatych w aktywną wypukłości błony plazmatycznej na krawędzi prowadzącej, znanych jako lamellipodia, filopodia i invadopodia. Stwierdzono, że w procesach angiogenezy i neurogenezy między 80-90% wszystkich magazynów Cu w przedziałach wewnątrzkomórkowych jest ponownie umieszczonych w wypukłości filopodi, i przez błonę komórkową komórek śródbłonna. Zgromadzone Cu wewnątrz i na zewnątrz występow filopodii związane jest z białkami, ale nie zidentyfikowano żadnego konkretnego białka docelowego. Pomimo widocznego znaczenia enzymów zależnych od miedzi w procesach nowotworowych, rola białek transportujących Cu, takich jak Atox1, nie jest dokładnie poznana. Na tej podstawie, należy wnioskować, że białka wiążące się z Cu są niezbędne w rozpoznawaniu nowotworów i coraz więcej dowodów wskazuje, iż Cu wpływa bezpośrednio na zdolność komórek nowotworowych do ekspansji i przerzutów [3,6].

2.3. Wykorzystanie miedzi w procesach osteoblastycznych

Miedź bierze udział w wielu enzymatycznych procesach metabolizmu kości i ich tworzenia. Badania wykazały, że śladowe ilości Cu mogą zwiększać i regulować w górę aktywność komórek. Ponadto, odpowiadają za proliferację komórek osteoblastycznych oraz pełnią funkcje sieciowania kolagenu i elastyny kości. Zarówno dietetyczny, jak i genetyczny niedobór Cu u ludzi i zwierząt, może zmniejszać osteogenezę. Przeprowadzone badania wykazały, że brak Cu powoduje zmniejszenie wytrzymałości kości. Dlatego niedobór Cu jest potencjalnym zagrożeniem dla życia. Dodatkowo, Cu posiada pożądane właściwości przeciwbakteryjne wobec szerokiej gamy bakterii, ze względu na główny mechanizm inaktywacji centralnych szlaków katabolicznych i biosyntetycznych. Co więcej, w porównaniu ze zwykłymi środkami przeciwbakteryjnymi, takimi jak Ag i Zn, Cu zapewnia najlepszy kompromis między właściwościami przeciwdrobnoustrojowymi a cytotoksycznością. Poza tym stwierdzono, że Cu jest często stosowany jako materiał wzmacniający i może być dodawany do stali nierdzewnej w celu zwiększenia jej odporności na korozję. Niestety po przekroczeniu pewnego progu stężenia, miedź dla komórek jest zbyt toksyczna [1,9].

3. Techniki osadzania cienkich warstw metalizacji

Warstwa metalizacji powinna charakteryzować się właściwościami o sprecyzowanych cechach. Należą do nich: adhezja do podłoża, skład chemiczny, jednorodność powierzchni warstwy, grubość, rezystywność oraz odporność na naprężenia mechaniczne. Dobór odpowiedniej metody osadzania zależy od zastosowania i oczekiwanych właściwości powierzchni, którą chcemy wytworzyć. Wyróżnia się dwie podstawowe grupy procesów. Do pierwszej, która

wykorzystuje atomy z podłoża, należy azotkowanie, utlenianie termiczne oraz cały zbiór różnego rodzaju anodyzacji. W skład drugiej grupy, w której składniki metalizacji pochodzą z atmosfery otaczającej podłoże, zalicza się wszystkie metody osadzania z fazy lotnej (ang. *chemical vapour deposition*), naparowywania próżniowego (ang. *vacuum evaporation*) oraz rozpylania jonowego (ang. *sputtering*). Warstwy metalizacji wytworzone przy udziale podłoża posiadają lepsze właściwości strukturalne i elektryczne. Niestety w ten sposób można wytwarzać tylko warstwy na bazie półprzewodników, w odróżnieniu do procesów rozpylania, które takiego ograniczenia nie posiadają [5,10–11].

3.1. Procesy osadzania z fazy lotnej

Chemiczne osadzanie z fazy lotnej charakteryzuje się tym, iż warstwa metalizacji powstaje podczas reakcji chemicznej. Istnieją dwa rodzaje takich reakcji, heterogeniczny i homogeniczny. Podczas pierwszego, reakcje chemiczne zachodzą na powierzchni podłoża, tworząc dobrze przylegającą do podłoża warstwę metalizacji. Metalizacje wytworzone podczas reakcji homogenicznych posiadają niejednorodną strukturę oraz gorszą adhezję do podłoża. Procesy CVD (ang. *chemical vapour deposition*) wykorzystywane są podczas sytuacji, kiedy właściwości elektryczne nie są kwestią priorytetową, a głównie liczy się czas. Procesy PVD (ang. *physical vapour deposition*) składają się z trzech głównych etapów. Wyróżniamy odparowanie, transportowanie oraz utworzenie nowej warstwy metalizacji. Podczas odparowania źródło jonów (tzw. target) zostaje podgrzewane. W czasie transportu wybity z targetu materiał przenoszony jest w obszar obniżonego ciśnienia. Otrzymana nowa warstwa metalizacji jest skutkiem kondensacji materiału na powierzchni podłoża. Do najczęściej stosowanych technika PVD należy naparowywanie próżniowe oraz rozpylanie magnetronowe. Podczas naparowania próżniowego target znajdujący się w wysokiej próżni poddany jest działaniu energii cieplnej pochodzącej z grzanego drutu bądź działu elektronowego. W czasie procesu rozpylania magnetronowego, atomy materiału osadzanego wybijane są ze źródła, za pomocą energii kinetycznej cząstek gazu obojętnego (najczęściej argonu) [5,10–11].

4. Opracowanie technologii kondensatorów grzebieniowych na biokompatybilnym podłożu

Podczas opracowywania technologii płytek badawczych wzorowano się na komercyjnych płytkach 96W10Eidf. Zaprojektowano maskę technologiczną z ośmioma elektrodami o strukturze grzebieniowej, znajdującymi się na pojedynczym podłożu. Ich wszechstronne zastosowanie umożliwia wykonywanie różnego rodzaju badań. Dodatkowo opanowanie wykonywania struktur o tak skomplikowanych kształtach, umożliwia wytwarzanie w przyszłości elektrod

o dowolnej postaci. Następnie osadzono warstwę metalizacji przy użyciu napyłarki NANO 36™ firmy Kurt J. Lesker®, metodą rozpylania magnetronowego. Materiałem osadzonym była miedź, ze względu na swoje szerokie zastosowanie w elektronice oraz odgrywanie ważnych ról w organizmie ludzkim. Grubość osadzonej warstwy wynosiła 30µm. Jako podłoże pod metalizację wykorzystano płytki z biokompatybilnego poliwęglanu (PC), o grubości 2mm. Nie reagował on z używanymi podczas procesu fotolitografii związkami chemicznymi oraz utrzymywał swój pierwotny kształt. Kolejnym etapem prac było przeprowadzenie procesu fotolitografii. Uzyskane struktury były wynikiem zastosowania metody subtraktywnej w połączeniu z pozytywową emulsją fotoczułą „Positiv 20”. Metoda ta polega na naniesieniu na otrzymaną wcześniej metalizację fotorezystu, który po naświetleniu światłem UV jest wypłukiwany. Otrzymany wzór jest odwzorowaniem użytej maski technologicznej. Po tym procesie na gotowe płytki, za pomocą biokompatybilnego silikonu, przymocowane zostały specjalne pojemniczki w których umieszczane są badane komórki wraz z pożywką niezbędną do ich hodowli. Ostatni etap prac technologicznych polegał na wysterylizowaniu płytek badawczych działając światłem ultrafioletowym [12–13].

Wykonane płytki badawcze zostały wykorzystane do przeprowadzenia hodowli komórek i pomiaru ich impedancji. Zmierzona wartość rezystancji poszczególnych doprowadzeń nie przekraczała kilku omów, dzięki czemu możliwe było przeprowadzenie testów z zastosowaniem systemu ECIS®. Zamontowane w specjalnym uchwycie umożliwiającym połączenie elektryczne do elektrod płytki badawcze zostały sprzężone z dedykowanym oprogramowaniem. Na podstawie otrzymanych wyników stwierdzono, iż możliwe jest przeprowadzanie poprawnych pomiarów impedancji komórek w czasie rzeczywistym.

5. Podsumowanie

Dokonano przeglądu literatury dotyczącej wpływu miedzi oraz pełnionych przez nią funkcji w organizmach żywych. W celu zbadania wpływu miedzi zaprojektowano maski technologiczne płytek badawczych, na których wykonywano eksperymenty. Osadzono warstwę metalizacji miedzi o grubości 30µm, oraz przeprowadzono proces fotolitografii, którego wynikiem było otrzymanie kondensatorów grzebieniowych do badania parametrów elektrycznych komórek. Wykazano, iż możliwe jest przeprowadzanie doświadczeń na wykonanych strukturach, ponieważ miedź nie wpływała negatywnie na wykorzystywane komórki odzwierzęce. W zależności od częstotliwości, której wartość wynosiła od 62.5 Hz do 64 kHz, wartość rezystancji doprowadzeń płytki badawczej mieściła się w przedziale 2250Ω a 200Ω, co pozwoliło na przeprowadzenie testów. Płytki badawcze są wystarczające do przeprowadzania badań o krótkim czasie ich wykonywania.

Literatura

1. He X., Zhang G., Wang X., Hang R., Huang X., Qin L., Tang B., Zhang X., *Biocompatibility, corrosion resistance and antibacterial activity of TiO₂/CuO coating on titanium*, Ceramics International, 43(18),16185–16195, 2017.
2. Rack H. J., *Titanium alloys for biomedical applications*, Materials Science and Engineering 26, 1269–1277, 2006.
3. Dzebo M., Wittung-Stafshede M. A.C. P, *Extended functional repertoire for human copper chaperones*, Biomol Concepts, 7, 29–39, 2016.
4. Grubman A., *Copper as a key regulator of cell signalling pathways*, Expert Rev Mol Med, 16, 2014.
5. Beck R.: *Technologia krzemowa*, PWN, 1991.
6. Blockhuys S, Wittung-Stafshede P., *Copper chaperone Atox1 plays role in breast cancer cell migration*. Biochemical and Biophysical Research Communications, 483(1), 301–304, 2017.
7. Robinson N.J., *Copper Metallochaperones*, Annu. Rev. Biochem, 79, 537–562, 2010.
8. Puig S. DJT: *Molecular mechanisms of copper uptake and distribution*, Curr. Opin. Chem. Biol., 6 (2), 171–180, 2002.
9. Huang Y, Hao M, Nian X, Qiao H, Zhang X, Zhang X, Song G, Guo J, Pang X, Zhang H, *Strontium and copper co-substituted hydroxyapatite-based coatings with improved antibacterial activity and cytocompatibility fabricated by electrodeposition* Ceramics International, 42(10), 11876–11888, 2016.
10. Pampillón Arce MaAn: *Growth of High Permittivity Dielectrics by High Pressure Sputtering From Metallic Targets*, Springer Theses, 2017.
11. Jiting T. WZ, Oijie, Feng JZ: *Molecular dynamics simulations with electronic stopping can reproduce experimental sputtering yields of metals impacted by large cluster ions*, Elsevier 435, 65–71, 2018.
12. Prendecka M. MR, Małecka-Massalska T.: *Effect of exopolysaccharide from Ganoderma applanatum on the electrical properties of mouse fibroblast cells line L929 culture using an electric cel-substrate impedance sensing (ECIS)*, Annals of Agricultural and Environmental Medicine, 23, 293–297, 2016.
13. Jaworski B., *Kurs fizyki t. 3, Procesy falowe, optyka, fizyka atomu i jądrowa*, PWN, 1974.

Kondensatory grzebieniowe z tytanu do monitorowania wzrostu hodowli komórek

1. Wstęp

Ostatnie lata przyniosły szczególnie widoczne zmiany w zakresie pomiarowych aplikacji medycznych. Wynika to między innymi z rozwoju innych dziedzin, w tym mikroelektroniki, umożliwiającej budowę wysoce wyspecjalizowanych, zminiaturyzowanych systemów elektronicznych. Rosnąca świadomość z korzyści wynikający z zastosowania medycyny wymusza przeprowadzanie badań na żywych organizmach. Konieczność zrozumienia zmian zachodzących na poziomie molekularnym komórki pod wpływem zjawisk fizjologicznych, jak również związków farmakologicznych i toksykologicznych, wpłynęła na rozwój nowoczesnych technik badawczych, takich jak np. testy oparte na pomiarze impedancji.

Niniejsza praca została w całości poświęca zagadnieniom związanym z technologią struktur do zaawansowanego systemu pomiarowego ECIS® (ang. Electric cell-substrate impedance sensing) umożliwiającego obserwowanie aktywności badanych komórek za pomocą analizy zmieniających się parametrów elektrycznych, monitorowanych w czasie rzeczywistym. Ponadto przeprowadzono przegląd literaturowy odnośnie wykorzystania tytanu, jako materiału w warstwie metalizacji którego wykonane miały być dane struktury.

W pracy główną uwagę skupiono na projekcie i wykonaniu wysokiej jakości przyrządów, jakimi są kondensatory grzebieniowe z tytanu, na podłożu biokompatybilnym. Do zrealizowania założonego celu zapoznano się z problematyką przedmiotu badań. Na podstawie zdobytej wiedzy sporządzony został projekt struktury pomiarowej. W ramach jego realizacji przeprowadzono proces osadzania metalizacji metodą rozpylania magnetronowego z wykorzystaniem napylarki NANO 36™ firmy Kurt J. Lesker®. Następnie, wypracowano metody odwzorowania kształtu na powierzchni podłoża wykonanych z różnych materiałów. Wymagało to zapoznania się z technologią fotolitografii, przeprowadzaną metodami subtraktywnymi i addytywnymi.

Końcowym wynikiem pracy jest opracowana metodologia wykonania dobrych jakościowo narzędzi badawczych oraz rozwinięcie wiedzy o zdolnościach wykonawczych dostępnego zaplecza technologicznego, a także sposobów rozwiązywania zaistniałych problemów.

*dawid.adrian.zarzeczny@gmail.com, Elektroniki i Technik Informatycznych, Wydział Elektrotechniki i Informatyki, Politechnika Lubelska

Tytan ze względu na swoją wysoką biokompatybilność, w porównaniu z innymi materiałami, intensywnie stosowany jest w aplikacjach biomedycznych. Powoduje to, iż trudno jest o lepszy surowiec do przeprowadzania eksperymentów medycznych. Niestety, jego stosunkowo wysoki koszt w znaczącym stopniu utrudnia jego globalne stosowanie [1–2].

2. Technika monitorowania właściwości komórek podczas hodowli

Metoda pomiaru impedancji komórek w czasie rzeczywistym ECIS® pozwala monitorować i analizować wiele zachowań komórek. Możliwa jest obserwacja aktywności odnoszących się do morfologii komórek, ich podziału i przemieszczania oraz innych kierowanych przez cytoskielet zachowań. Metoda ta jest znakomitą alternatywą dla badań opartych na obserwacji, prowadzonych przy pomocy mikroskopów. System ECIS® daje możliwość określenia cyklu rozwoju komórkowego do osiągnięcia hodowli w pełni konfluentnej, przebiegu życia komórki oraz wpływu poszczególnych reagentów. Swoje zastosowanie znajduje w diagnostyce inwazyjnego charakteru komórek nowotworowych, analizowaniu funkcji komórkowych oraz pozwala na wyeliminowanie testów na zwierzętach, podczas opracowywania nowych leków. Ponadto, dzięki ocenie ilościowej, możliwe jest poznanie właściwości przepływowych, wytrzymałości adhezji, szybkości namnażania się komórek, postępowania migracji, różnic międzykomórkowych, funkcji barierowych, skutków transdukcji, inwazyjności komórkowej, reakcję komórek na toksyny, efektów elektroporacji i wielu innych [3–4].

2.1. Pomiar bioimpedancji

Badanie bioimpedancji rozpoczyna się od przygotowania płytki badawczej, na której znajduje się zestaw elektrod. Charakteryzowane są jako bardzo małe otwory w metalizacji na biokompatybilnym podłożu, takim jak poliwęglan. Następnie na elektrodach, w specjalnych pojemniczkach, umieszczane są komórki wraz z pożywką. Rozwój i rozrost komórek znacząco utrudnia przepływ prądu, co powoduje zmianę ich rezystancji. Podczas pomiaru impedancji komórek, przepuszczany jest przez nie prąd zmienny o natężeniu poniżej 1 mA. Ideowo, badaną komórkę przedstawić można jako połączenie równoległe rezystora z kondensatorem. Rezystancja (R) przedstawia opór podczas przepływu prądu przez komórkę, natomiast pojemność (C) opisuje polaryzację powstającą na skutek rozdzielania się elektronów w podwójnej izolowanej warstwie błony komórkowej. Stosując uproszczenia odnoszące się do kształtu komórek oraz biorąc pod uwagę zależność przewodnictwa prądu od znajdującej się w organizmach wody, za pomocą modeli matematycznych otrzymujemy wartości szukanej oporności i pojemności. Każda wartość wykreślana jest jako punkt

w omach [Ω] lub nanofaradach [nF] w jednostce czasu. Długość trwania pomiaru zależy od osoby przeprowadzającej eksperyment i trwa od kilku sekund do kilku dni. Na podstawie otrzymanych wartości możliwe jest określenie zależności określonych czynników na właściwości komórek [3–6].

2.2. Wpływ częstotliwości sygnału na pomiar bioimpedancji

Częstotliwość prądu przemiennego, płynącego elektrodami pokrytymi komórkami, ma ogromne znaczenie podczas pomiaru bioimpedancji. Przy częstotliwościach poniżej 2kHz, znacząca ilość prądu płynie przestrzeniami międzykomórkowymi, dostarczając informacji o adherencji komórek. Użycie relatywnie wysokiej częstotliwości, rzędu 40kHz, powoduje przepływ prądu bezpośrednio przez błonę komórkową. Dzięki temu otrzymywane są informacje o stopniu pokrycia elektrod przez komórki [4, 6–8].

2.3. Struktura elektrod a pomiar bioimpedancji

Sposób rozmieszczenia i kształt elektrod znajdujących się na płytce pomiarowej ma niebagatelny wpływ na informacje uzyskiwane podczas pomiaru bioimpedancji. Mała powierzchnia całkowita elektrod powoduje przepływ całego prądu przez warstwę komórki. Daje to możliwość uzyskania względnie dużego pola elektrycznego przy umiarkowanie niskim prądzie przemiennym. Istnieje możliwość na całkowitą lub częściową elektroporację oraz obserwację niekontrolowanych zmian morfologicznych małych grup komórek (<100). Większe, bądź wielokrotne elektrody, pozwalają na analizę odpowiedzi morfologicznej dużego zbioru komórek (>1000) [3].

Najpowszechniej wykorzystywanymi płytkami badawczymi są płytki 8-dółkowe, które mogą posiadać elektrody okrągłe lub elektrody o strukturze grzebieniowej. Średnica okrągłych waha się od 250 μm do 350 μm , natomiast powierzchnia elektrod o strukturze grzebieniowej wynosi od 1,96 mm^2 do 3,92 mm^2 . Ilość elektrod przypadających na studzienkę wpływa na liczbę komórek, które można jednorazowo przebadать. Przy małych populacjach komórek wykorzystywane są płytki jednoelektrodowe. Płytki wieloelektrodowe pozwalają analizować właściwości większych grup komórek [3–4].

3. Tytan jako materiał biomedyczny

Tytan już w latach czterdziestych XX wieku uważany był za doskonały materiał implantologiczny. Przeprowadzone przez Bothea i Leventhala doświadczenia wykazały, że materiał ten posiada znakomitą biokompatybilność, i nawet w dużych ilościach nie wpływa negatywnie na organizmy. Dzięki dobrym właściwościom mechanicznym oraz odporności na korozję, został szeroko rozpowszechniony do zastosowań medycznych. Komercyjnie czysty tytan charakteryzuje się niską przewodnością cieplną, małą gęstością, niską wartością

modułu sprężystości, umiarkowaną wytrzymałością, odpornością na korozję w środowiskach biologicznych oraz wysoką reaktywnością. Szczególnie wykorzystywany jest w ortopedii. Niestety ze względu na niską twardość, materiał ten posiada niewystarczającą odporność na zużycie ścierne. Relatywnie słabo rozwinięte właściwości tribologiczne skłaniają do obróbki powierzchni, celem ulepszenia jej właściwości [9–10].

Tytan i jego stopy uważane są za znakomite materiały biokompatybilne. Będąc względnie obojętnymi, posiadając odpowiednią odporność na korozję uwarunkowaną występowaniem na ich powierzchni tlenku. Ponadto tytan bez większych problemów adsorbuje białka z płynów biologicznych. Badania laboratoryjne potwierdziły, iż wchłania albuminę, lamininę V, glikozaminoglikany, kolagenazę, fibronektynę, białka dopełniające, jak również fibrynogen. Powierzchnia tytanu wspomaga również wzrost komórek i ich różnicowanie. Na wszczepionym do ludzkiego organizmu materiale, początkowo na implantach, pojawiają się zauważane neutrofile i makrofagi. Przyczyniają się one do powstania zarodka nowej kości. Pierwszą reakcją po zaaplikowaniu materiału wewnątrz organizmu jest adsorpcja białka. Następnie, neutrofile i makrofagi w interakcji z cytokinami, zwalniają fibroblasty i wpływają na proces kapsułkowania ciała obcego. Tytan, mieszczący się w małej odległości od kości, w odpowiednich warunkach wpływa na zmineralizowanie się komórek. Będąc oddzielony od warstwy organicznej, nie jest bezpośrednio połączony z kością. Powstałe wiązanie wynika z osteointegracji, jak również mechanicznego związku pomiędzy chropowatością powierzchni tytanu oraz występujących w tkance kostnej porach. W celu zapewnienia wiązania biologicznego materiału z kością, prowadzone są badania nad modyfikacją powierzchni, poprawiającej przewodnictwo kostne i bioaktywności [2, 11].

3.1. Modyfikacja powierzchni tytanu

Masowe właściwości biomateriałów, takie jak odporność na korozję, nietoksyczność, zdolność do kontrolowanego rozkładu, moduł sprężystości oraz wytrzymałość zmęczeniowa, są uznawane za ważne, z punktu widzenia selekcji odpowiednich biomateriałów do danego biomedycznego zastosowania. Zjawiska występujące po wszczepieniu dotyczą interakcji między powierzchnią materiału sztucznego ze środowiskiem biologicznym oraz reakcji biologicznych. Istotną rolę w odpowiedzi środowiska biologicznego na sztuczne urządzenia medyczne odgrywa powierzchnia materiałów. Poszczególne etapy produkcji implantów powodują zanieczyszczenie, poprzez powstawanie warstwy tlenków na ich powierzchni. Wynika to z poddawania ich naprężeniom i odkształceniom plastycznym, jak również niejednorodności materiału. Powierzchnie takie nie są odpowiednie dla zastosowań biomedycznych, przez co muszą przejść proces obróbki. Innym powodem dokonywania modyfikacji powierzchni medycznych wyrobów z tytanu jest fakt, iż często konieczne są specjalne właściwości

powierzchni, które znacznie odbiegają od powierzchni wytwarzanych w produkcji masowej. Odpowiednie sposoby modyfikacji oprócz zachowania pozytywnych właściwości tytanu i jego stopów, takich jak stosunkowo niewysoki moduł sprężystości, duża wytrzymałość zmęczeniowa oraz skrawalność i formowalność, ulepszą specyficzne właściwości, w zależności od klinicznego zastosowania. W celu uzyskania możliwie najlepszej integracji biologicznej, wymagane jest osiągnięcie zdolności do tworzenia się kości. W urządzeniach znajdujących się w kontakcie z krwią, jak na przykład sztuczne zastawki serca, zgodność komórkowa ma kluczowe znaczenie [2,11–12].

3.2. Zastosowanie biomedyczne tytanu

Rygorystyczne wymagania stawiane przez wojsko i przemysł lotniczy przyczyniły się do rozprzestrzeniania tytanu jako odpowiedniego materiału do zastosowań medycznych, w tym chirurgicznych i stomatologicznych. Spotęgowane wykorzystanie tytanu i jego stopów jako materiałów biokompatybilnych spowodowane było posiadaniem przez nie niższego modułu, lepszej zgodności komórkowej i lepszej odporności na korozję w porównaniu z bardziej konwencjonalnymi stopami, takimi jak stal nierdzewna i kobalt. Podane właściwości przyczyniły się do szybkiego rozpowszechnienia nowoczesnych stopów Ti. Zastosowania wcześniej wymienionych materiałów można klasyfikować według ich funkcji biomedycznych [2,11].

3.3. Zastosowania kardiologiczne i sercowo-naczyniowe

Tytan i jego stopy są masowo wykorzystywane w implantach układu sercowo-naczyniowego, dzięki ich unikalnym właściwościom. Po raz pierwszy użyto ich w protezach zastawkowych serca, elementach ochronnych rozruszników, sztucznych sercach i urządzeniach krążeniowych. W ostatnich latach zwrócono uwagę na użycie stopu niklu i tytanu (NITINOL) jako kształtowego materiału w urządzeniach wewnątrznaczyniowych, takich jak stenty i cewki okluzyjne. Zaletą wykorzystania w układzie sercowo-naczyniowy tytanu jest fakt, iż charakteryzuje się on wytrzymałością, jest obojętny odczynowo i niemagnetyczny. Ponadto, w trakcie rezonansu magnetycznego, tytan wchodząc w reakcje wspomaga obrazowanie zmian fizjologicznych i patologicznych. Do wad należy niewystarczająca radioaktywność w mniejszych strukturach. W urządzeniach wspomagających krążenie, jak i w rozrusznikach sercach, tytan używany jest w częściach mechanicznych pomp, a także w elementach narażonych na kontakt z krwią. Urządzenia wykonane w całości z tytanu są niestosowane, ponieważ występują problemy związane z krzepliwością krwi na ich powierzchni. Najpowszechniej stosowanym materiałem, będącym wystawianym na kontakt z krwią jest stop tytanu i niklu, który jest rezultatem badań poświęconych poprawie właściwości przeciwwzakrzepowych biomateriałów [2,11–12].

3.4. Zastosowanie tytanu w procesie osteosyntezy

Tytan, oprócz wykorzystania go przy produkcji sztucznych kości, stawów i implantów stomatologicznych, znalazł zastosowanie w osteosyntezie, czyli chirurgicznej metodzie leczenia złamanych kończyn. Dzięki niej możliwe jest odzyskanie utraconych podczas wypadku funkcji. Tytan i jego stopy są atrakcyjnymi materiałami wykorzystywanymi przy osteosyntezie, spełniając wszystkie stawiane temu procesowi wymagania. Elementami implantacyjnymi są śruby i płyty kostne, implanty szczękowo-twarzowe itp. Śruby kostne są stosowane jako pojedyncze wkręty do mocowania kostnego bezpośredniego, bądź jako śruby łączące, które wywierają nacisk na powstałą w czasie pęknięcia szczelinę. Ponadto, stosuje się je do mocowania płyt lub innych elementów implantacyjnych do kości. Płyty kostne są stosowane niemalże we wszystkich głównych obszarach szkieletowych jako mostki, lub wewnętrzne stabilizatory. Materiały o szorstkich powierzchniach (powierzchnie ściernie, plazmowe, trawione itp.) lub powierzchniach bioaktywnych, poprawiają osteointegrację, ponieważ będąc ściśle związane z kością, redukują w ten sposób względne ruchy powodujące wydłużenie procesu gojenia [2,11].

4. Proces fotolitografii

Ostatnie lata przyniosły niebagatelny rozwój scalonych układów mikroelektronicznych. Ich wytwarzanie wymaga zastosowania metod umożliwiających szczegółowe i dokładne odwzorowanie wzorów na wykorzystywanych podczas prac podłożach. W tym celu wykorzystuje się szereg metod litografii, do których należy fotolitografia UV, litografia elektronowa, litografia rentgenowska i litografia jonowa. Wybór danej metody determinowany jest nie tylko przez posiadane zaplecze technologiczne, lecz również wskutek związanej z produkcją efektywności kosztowej. W chwili obecnej proces litografii stanowi poniżej 10% kosztów wyrobu gotowego. Zastosowanie technologii wymagającej znacznych nakładów w sprzęt o niskiej przepustowości stać mógłby się głównym czynnikiem kształtującym ostateczną cenę gotowego układu [7,13].

Najpowszechniej stosowaną techniką fotolitograficzną jest druk kontaktowy. Polega on na utrzymaniu maski technologicznej, z danym wzorem do odtworzenia, nad powierzchnią pokrytą emulsją światłoczułą. Jeżeli na płycie znajduje się już inna struktura, przeprowadzane jest wizualne dopasowanie maski do widniejącego wzoru. Następnie dokonuje się doprowadzenia do twardego styku maski z płytką. Istnieje również możliwość zastosowania techniki miękkiego kontaktu. Zabezpiecza to przed uszkodzeniem maski i płytki, kosztem gorszej jakości otrzymanego wzoru. Po wykonaniu wyżej wymienionych czynności, kolejnym krokiem jest naświetlanie. Płytkę z fotorezystem, na której znajduje się maska technologiczna, poddawana jest działaniu światła ultrafioletowego, którego długości fal waha się w przedziale od 350 do 430nm. Wyodrębnić można dwa rodzaje emulsji, pozytywową i negatywową.

Wykorzystując pierwszą, uzyskany wzór jest dokładnym odwzorowaniem maski. W procesie z użyciem emulsji negatywowej, w odróżnieniu do pozytywowej, naświetlany wzór nie jest wypłukiwany przy użyciu wywoływacza, a utwardzony i na niego odporny. Kształt jest dopełnieniem obrazu maski [7].

5. Projekt struktur do pomiarów właściwości elektrycznych

Na zakres prac technologicznych składało się zaprojektowanie i wykonanie masek technologicznych, niezbędnych podczas wykonywania procesu fotolitografii. Na poliwęglanowe podłoże naniesiono warstwę metalizacji tytanu, przy użyciu napylarki NANO 36TM firmy Kurt J. Lesker. W procesie fotolitografii pozytywowej wytworzono zestaw elektrod o strukturze grzebieniowej. Ostatnim punktem prac była kontrola optyczna kształtu elektrod oraz pomiar ich rezystancji.

Prace rozpoczęto od poznania możliwości technologicznych do wykonywania struktur o określonych mikrowymiarach. W tym celu zaprojektowano maski do przeprowadzenia fotolitografii metodą zarówno pozytywową jak i negatywową. Ścieżki znajdujące się na masce posiadały od 10 μm do 100 μm szerokości. Ze względu na wysoki koszt materiału jakim jest tytan, próby technologiczne zrealizowano na podłożu PCB, wykonanym z laminatu FR-4, o grubości 0,8 mm i pokrytego warstwą metalizacji miedzi o grubości 35 μm . Po zrealizowaniu testów stwierdzono, że najmniejsze rozmiary uzyskane dostępną metodą w laboratorium Instytutu Elektroniki i Technik Informacyjnych Politechniki Lubelskiej wynoszą 50 μm . W związku z tym, do pierwszych testów technologicznych przyjęto wymiary minimalne nie przekraczające 100 $\mu\text{m} \times 100 \mu\text{m}$. Kolejnym krokiem było zaprojektowanie elektrod, opierając się na obecnie stosowanych kształtach. Stwierdzono, iż optymalnym wyborem będzie wykorzystanie elementów grzebieniowych. Zaprojektowano maskę z ośmioma elektrodami znajdującymi się na pojedynczym podłożu, gdzie szerokość i odległości pomiędzy poszczególnymi palcami kondensatora wynosiła 200 μm . Wykonywanie struktur o mniejszych wymiarach było niemożliwe, ponieważ elektrody charakteryzowały się kształtami niespełniającymi określonych wymogów początkowych.

6. Podsumowanie

Zapoznano się z techniką monitorowania właściwości komórek poprzez pomiar impedancji w czasie rzeczywistym. Na podstawie przeglądu literatury poznano możliwości wykorzystania tytanu w aplikacjach medycznych. Podczas wykonanych eksperymentów poznane zostały możliwości technologiczne, umożliwiające wykonanie kondensatorów grzebieniowych w metalizacji tytanu. Wytworzona została płytka badawcza z ośmioma kondensatorami grzebieniowymi, których szerokość i odległości pomiędzy poszczególnymi

palcami kondensatora wynosiła 200 μm . Analiza charakterystyk otrzymanych na podstawie uzyskanych podczas badań danych wykazuje, iż im wyższa częstotliwość, tym niższa rezystancja doprowadzeń płytki badawczej. Dzięki wykorzystaniu wytworzonych płytek badawczych, możliwe jest przeprowadzenie pomiaru właściwości elektrycznych komórek w otoczeniu metalizacji tytanu.

Bibliografia

1. He X., Zhang G., Wang X., Hang R., Huang X., Qin L., Tang B., Zhang X., *Biocompatibility, corrosion resistance and antibacterial activity of TiO₂/CuO coating on titanium*, Ceramics International, 43(18), 16185–16195, 2017.
2. Rack H. J., *Titanium alloys for biomedical applications*, Materials Science and Engineering 26, 1269–1277, 2006.
3. *Applied BioPhysics, Product Guide, Corporate Headquarters*, 185 Jordan Road Troy, NY 12180 1-866-301-ECIS (3247).
4. Judith A., Stolwijk K.M., Renken Ch. W., Trebak M., *Impedance analysis of GPCR-mediated changes in endothelial barrier function: overview and fundamental considerations for stable and reproducible measurements*, SpringerLink, 2018.
5. Szulcek R, Bogaard HJ, Nieuw Amerongen G.P., *Electric Cell-substrate Impedance Sensing for the Quantification of Endothelial Proliferation, Barrier Function and Motility*. J Vis Exp., 2014.
6. Wegener J., Keese C.R., Giaever I., *Electric Cell-Substrate Impedance Sensing (ECIS) as a Noninvasive Means to Monitor the Kinetics of Cell Spreading to Artificial Surfaces*. Experimental Cell Research, 259(1), 158–166, 2000.
7. Prendecka M.R., Małecka-Massalska T., *Effect of exopolysaccharide from Ganoderma applanatum on the electrical properties of mouse fibroblast cells line L929 culture using an electric cel-substrate impedance sensing (ECIS)*, Annals of Agricultural and Environmental Medicine, 23, 293–297, 2016.
8. Pennington M.R., Walle G., Smith G.A., *Electric Cell-Substrate Impedance Sensing To Monitor Viral Growth and Study Cellular Responses to Infection with Alphaherpesviruses in Real Time*. 2017.
9. Veiga C., Loureiro A.J.R., *Properties and applications of titanium alloys*, Rev.Adv. Mater. Sci., 32, 133–148, 2012.
10. Wang K.: *The use of titanium for medical applications in the USA.*, Materials Science and Engineering, 213, 134–137, 1996.
11. Liu X, Chu PK, Ding C: *Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications*, Materials Science and Engineering, 47(3), 49–121, 2004.
12. Niinomi M: *Properties of biomedical titanium alloys*, Materials Science and Engineering Mechanical, 243, 231–236, 1998.
13. Jaworski B., *Kurs fizyki t. 3, Procesy falowe, optyka, fizyka atomu i jądrowa*, PWN, 1974.

Wybrane problemy diagnostyki procesu spalania z wykorzystaniem sztucznych sieci neuronowych

1. Wstęp

Diagnostyka procesu spalania w szczególności ma na celu zapewnienie stabilności przebiegu procesu spalania oraz ograniczenie emisji powstałych zanieczyszczeń. Wykorzystanie układów optycznych do monitorowania procesu pozwala nadzorować spalanie w sposób bezinwazyjny. W ogólnej definicji proces spalania to reakcja chemiczna pomiędzy paliwem i utleniaczem, której towarzyszy wydzielenie ciepła i światła. W zależności od tego co jest produktem spalania proces ten przebiega w odmiennych warunkach. Do oceny stanu procesu spalania mogą wykorzystywane być sztuczne sieci neuronowe [1].

Jednym z powszechnie stosowanych sposobów modelowania sztucznej sieci neuronowej jest wykorzystanie algorytmu propagacji wstecznej. Algorytm ten określa sposób doboru wag w sieci wielowarstwowej przy wykorzystaniu gradientowych metod optymalizacji. Architektura sztucznej sieci neuronowej dla tej struktury składa się z następujących warstw: wejściowej, ukrytej i wyjściowej[2–4].

Projektowanie sieci neuronowej wymaga wyselekcjonowania z danych pomiarowych informacji, które zostaną wykorzystane jako dane wejściowe. W celu oceny dokładności prognozowania sieci dokonuje się podziału danych na grupę szkoleniową i grupę testową. Trenowanie sieci neuronowej w przypadku algorytmu propagacji wstecznej opiera się na czterech etapach uczenia sieci. Pierwszym z nich jest przeprowadzenie analizy sieci neuronowej cechującej się zwykłym kierunkiem przepływu sygnałów, w wyniku której między innymi otrzymuje się wartości sygnałów wyjściowych neuronów warstw ukrytych oraz pochodne funkcji aktywacji w poszczególnych warstwach[3].

Kolejnym etapem jest utworzenie sieci propagacji wstecznej zrealizowane przez zastąpienie funkcji aktywacji przez jej pochodne, odwrócenie kierunku przepływu sygnałów i zastosowanie na obecnym wejściu (byłym wyjściu) sieci wymuszenia [3]. Sieć ta wyrażona jest różnicą pomiędzy wartością aktualną i zadaną. W przypadku sieci, która jest utworzona w taki sposób należy obliczyć

* ⁽¹⁾ z.gradz@pollub.pl, Instytut Elektroniki i Technik Informatycznych, Wydział Elektrotechniki i Informatyki, Politechnika Lubelska

⁽²⁾ j.styczen@pollub.pl, Instytut Elektroniki i Technik Informatycznych, Wydział Elektrotechniki i Informatyki, Politechnika Lubelska

wartości odpowiednich różnic wstecznych. Etapem trzecim jest adaptacja wag, która odbywa się z wykorzystaniem wyników otrzymanych w dwóch pierwszych etapach. Ostatnim etapem trenowania sieci jest powtórzenie procesu opisanego w etapach 1–3. Proces ten powinien zostać powtórzony dla wszystkich wzorców uczących do chwili, w której spełniony zostanie warunek zatrzymania algorytmu[3].

Sztuczne sieci neuronowe w diagnostyce procesu spalania znajdują zastosowanie w rozwiązywaniu problemów klasyfikacji oraz modelowania [1].

2. Problematyka spalania i współspalania

Złożoność procesu spalania powoduje konieczność stosowania wielu metod monitorowania i diagnostyki. Warunki w jakich prowadzony jest proces są zależne od rodzaju spalanego paliwa. Wśród substancji wykorzystywanych w procesie spalania w roli paliwa można zaliczyć węgiel, biomasę, paliwa gazowe i ciekłe czy odpady. Proces spalania oceniany jest z wykorzystaniem różnych kryteriów klasyfikacji. Takim kryterium, przykładowo może być spalanie zupełne i niecałkowite. W przypadku spalania całkowitego, jego cechą charakterystyczną jest to, że w trakcie trwania tego procesu dochodzi do utlenienia całej masy substancji, która jest spalana. Dodatkowo, spalanie niecałkowite rozumiane jest jako proces, który zachodzi gdy zużywalna ilość tlenu w trakcie trwania procesu jest nie większa niż wynika to ze stechiometrii procesu spalania [5].

Biomasa może być spalana na wiele sposobów. Do technologii jej przetwarzania należą: spalanie bezpośrednie oraz współspalanie biomasy z węglem lub innymi substancjami. W przypadku bezpośredniego spalania jest procesem, w którym dochodzi do całkowitego utlenienia biomasy w warunkach nadmiaru powietrza. Współspalanie biomasy z węglem jest procesem, w którym węgiel spalany jest z odpowiednio dobranymi biopaliwami stałymi. W procesie współspalania bezpośredniego węgiel oraz biomasa tworzą mieszaninę paliw, która jest spalana w jednej komorze [6–7].

Przetwarzanie odpadów może być przeprowadzone z wykorzystaniem metod takich jak spalanie, piroliza czy zgazowanie. Porównując wymienione technologie, można stwierdzić, że najbardziej korzystną z nich jest spalanie. Uzasadnieniem tego jest fakt, że w trakcie procesu spalania odpadów istnieje możliwość odzysku ciepła z ich spalania, a koszt ich przetworzenia jest mniejszy [8].

3. Zastosowania sieci neuronowych

Sieci neuronowe mają wiele zastosowań. W procesach przemysłowych często wykorzystywane są do sterowania lub pełnią funkcji decyzyjnych, które realizowane są przez przekazywanie sygnałów wykonawczym elementom urządzeń nie powiązanych z siecią. Wśród ogólnych zastosowań sztucznych sieci

neuronowych, oprócz tych zawartych w Tabeli 1, należy wyróżnić następujące funkcje: interpolacji, kompresji oraz asocjacji [3].

Tabela 3. Wybrane funkcje pełnione przez sztuczne sieci neuronowe

Funkcja sieci neuronowej	Opis
Aproksymacja	<ul style="list-style-type: none"> - sieć neuronowa dla funkcji wielu zmiennych może pełnić rolę uniwersalnego aproksymatora - funkcja nieliniowa wyrażona jest: $y=f(x)$, gdzie x to wektor wejściowy, y to funkcja wektorowa wielu zmiennych
Klasyfikacja i rozpoznawanie wzorców	<ul style="list-style-type: none"> - sieć neuronowa posiada zdolność uczenia się charakterystycznych cech wzorców takich jak np.: <ul style="list-style-type: none"> a) odwzorowanie graficzne układu pikselowego wzorca , b) klasyfikacja wzorców polegająca na przypisywaniu różnych wzorców do stosownych klas
Predykcja	<ul style="list-style-type: none"> - sieć neuronowa ma za zadanie w oparciu o ciąg wartości z przeszłości określić przyszłe odpowiedzi systemu
Identyfikacja i sterowanie	<ul style="list-style-type: none"> - sieć neuronowa jest modelem nieliniowym analizowanego procesu, który umożliwia wytrenowanie sygnału sterującego - sieć neuronowa dostosowuje się do zmiennych warunków oraz może pełnić funkcję układu nadążnego i śledzącego
Zdolność uczenia i adaptacji	<ul style="list-style-type: none"> - sieć neuronowa, która została już wytrenowana na konkretnej grupie informacji - danych uczących, posiada nabytą wiedzę i jest w stanie wykorzystać ją na nowych danych.

Źródło: Osowski S., Sieci neuronowe do przetwarzania informacji, Oficyna wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa 2013

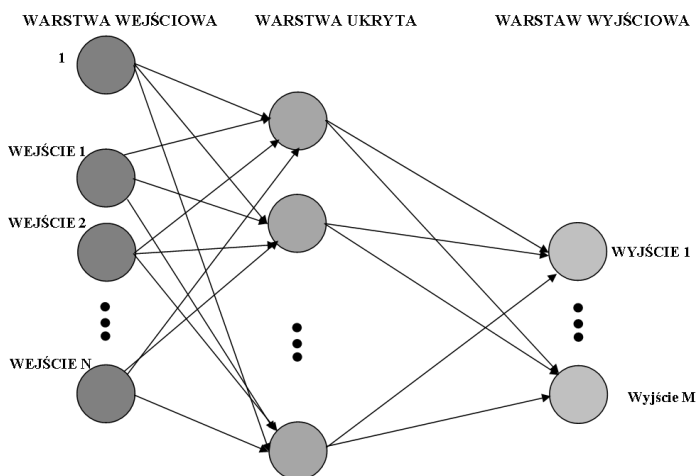
Dodatkowo, sposób uczenia neuronu tzw. dobór wag jest zależny od charakterystycznych cech funkcji nieliniowej np. od ciągłości funkcji. W literaturze [3] zaprezentowane są dwa podejścia doboru strategii uczenia – uczenie z nauczycielem i bez. W przypadku strategii uczenia z nauczycielem zakłada się, że znane są nie tylko sygnały wejściowe ale także oczekiwane sygnały wyjściowe. Strategia uczenia neuronu bez nauczyciela oparta jest na zastosowaniu

konkurujących między sobą neuronów lub korelacji sygnałów uczących. Jednak w tym podejściu niemożliwe jest przewidzenie konkretnego sygnału wyjściowego [3].

4. Wybrane struktury sieci neuronowych – sieci jednokierunkowe wielowarstwowe

Istnieje wiele rodzajów sztucznych sieciach neuronowych, do których można zaliczyć między innymi sieci jednokierunkowe wielowarstwowe, neuronowo radialne, SVM, rekurencyjne czy samoorganizujące się. Ich aplikacyjność zależy od problemu, który mają za zadanie rozwiązać. Powszechnie wykorzystywanymi sieciami są jednokierunkowe wielowarstwowe typu sigmoidalnego. Inną nazwą tych struktur jest perceptron wielowarstwowy z ang. MLP – Multi Layer Perceptron. Cechą charakterystyczną MLP jest przepływ sygnałów w jednym kierunku – od wejścia do wyjścia sieci. Metody trenowania sieci uznane są za proste w interpretacji matematycznej a co za tym idzie proste w implementacji [3].

W architekturze sieci wielowarstwowej perceptronowej należy wyróżnić następujące warstwy: wejściową, ukrytą (co najmniej jedną) i wyjściową. Na poniższym rysunku znajduje się przykładowy schemat tego typu sieci neuronowej [3].



Rysunek 1. Schemat sieci wielowarstwowej perceptronowej

Źródło: Opracowanie własne na podstawie: Osowski S., Sieci neuronowe do przetwarzania informacji, Oficyna wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa 2013

4.1. Algorytm propagacji wstecznej

Algorytm propagacji wstecznej jest uważany za jeden z najlepszych algorytmów ze względu na wysoką skuteczność uczenia sieci wielowarstwowej. Definiuje on strategię doboru wag neuronów w sieci wielowarstwowej z zastosowaniem gradientowych metody optymalizacji. Podstawą tego algorytmu jest funkcja celu. Funkcja ta definiowana jest jako suma kwadratów różnic między występującymi wartościami sygnałów sieci wyjściowych a wartościami, które są zadane. Gdy próbka ucząca jest pojedyncza funkcję celu określa się jako [3]:

$$E(w) = \frac{1}{2} \sum_{k=1}^M (y_k - d_k)^2 . \quad (1)$$

Gdy próbek uczących jest wiele $j(j=1,2, \dots, p)$ funkcję celu stanowi wówczas suma E po wszystkich próbkach [3]:

$$E(w) = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^p \sum_{k=1}^M \left(y_k^{(j)} - d_k^{(j)} \right)^2 . \quad (2)$$

Wagi mogą zostać uaktualnione po każdorazowej prezentacji próbki uczącej (jest to uczenie typu on-line). Inną metodą może być uaktualnienie jednorazowe po prezentacji wszystkich próbek, które tworzą cykl uczący (jest uczenie typu off-line). Celem uczenia sieci jest określenie jaką wartość wag neuronów mają wszystkie warstwy sieci. Powinno to być określone w taki sposób aby zadając wektor wejściowy x uzyskać na wyjściu sieci sygnał wyjściowy o wartości y [3]. Przy uczeniu sieci wielowarstwowej z zastosowaniem metod gradientowych dla wyznaczenia kierunku $p(w)$ wymagane jest określenie wektora gradientu względem wartości wszystkich wag warstw sieci. Jeżeli chodzi o wagę warstwy wyjściowej zadanie to jest określone natychmiast. Algorytmem propagacji wstecznej nazywana jest strategia postępowania zastosowana w warstwach pozostałych. Na podstawie tego algorytmu wyróżnić można następujące etapy uczenia – analiza sieci neuronowej o zwykłym kierunku przepływu, sieci propagacji wstecznej, adaptację wag oraz proces powtarzany dla wszystkich wymienionych wzorców [3].

Pierwszy etap uczenia czyli analiza sieci neuronowej o zwykłym kierunku przepływu zakłada iż sygnały wejściowe sieci są równe elementom aktualnego wektora x . W wyniku analizy otrzymujemy wartości sygnałów wyjściowych neuronów warstwy wyjściowej jak również warstw ukrytych oraz pochodne funkcji aktywacji w poszczególnych warstwach [3]:

$$\frac{df(u_i^{(1)})}{du_i^{(1)}}, \frac{df(u_i^{(2)})}{du_i^{(2)}}, \dots, \frac{df(u_i^{(m)})}{du_i^{(m)}} . \quad (3)$$

Kolejnym etapem jest utworzenie sieci propagacji wstecznej, które zrealizowane jest przez zmianę kierunku przepływu sygnałów, zastąpienie pochodnymi ich funkcji aktywacji. Następuje tu również przyłożenie sieci wymuszenia w postaci różnicy między wartością aktualną iadaną a byłym wyjściu a obecnie wejściu. Punkt trzeci obejmuje adaptację wag która odbywa się na podstawie wyników uzyskanych w poprzednich punktach dla sieci oryginalnej oraz sieci o propagacji wstecznej [3].

Opisany proces w powyższych trzech punktach należy powtórzyć we wszystkich wzorcach uczących. Proces ten należy kontynuować do chwili spełnienia warunków zatrzymujących algorytm. Działanie takiego algorytmu można uznać za zakończone w chwili, w którym norma gradientu spadnie poniżej wartości ϵ definiującej dokładność z jaką zachodzi proces uczenia [3].

W pracy [2] przedstawiono problematykę współspalania szlamu barwiącego z materiałów włókienniczych i skórki pomelo. Wyniki zawarte w artykule [2] zostały przeanalizowane z wykorzystaniem sztucznych sieci neuronowych, a w szczególności sieci propagacji wstecznej oraz radialnej funkcji bazowej. Architektura sieci neuronowej była złożona z trzech warstw: wejściowej, ukrytej i wyjściowej. W projektowanych sieciach za dane wejściowe autorzy [2] uznali stosunek mieszania, szybkość ogrzewania, atmosferę spalania i temperaturę, a za wynik uznano procent utraty masy. W celu przetestowania dokładność prognozowania i odporność obu modeli sztucznej sieci neuronowej, zestawy danych prognozowania analizy termograwimetrycznej podzielono na zestawy szkoleniowe (95%) i testowe (5%). Zestaw danych testowych posłużył do oceny poprawności pracy sieci.

Radialna funkcja bazowa składa się z warstwy wejściowej, ukrytej warstwy radialnej bazowej węzłów z funkcją Gaussa i wyjściowej warstwy liniowej. Sieć propagacji wstecznej jest oparta na algorytmie Bayesa, który znacznie poprawia zdolność generalizacji poprzez modyfikację funkcji celu sztucznej sieci neuronowej [2,9]. Średnia suma kwadratów błędów sieci jest zwykłym wyborem dla funkcji celu [2,9]. Trenowanie sieci odbywało się w środowisku Matlab z wykorzystaniem dla radialnej funkcji bazowej funkcji newrb. Trening utworzony za pomocą funkcji newrb jest procesem, w którym iteracja została zaprojektowana poprzez ciągłe zwiększanie liczby ukrytych neuronów, które trwały, dopóki błąd nie osiągnął celu lub liczba neuronów osiągnęła górną granicę [2,10].

4.2. Algorytm Levenberga-Marquardta

Kolejną metodą implementacyjną jest newtonowska strategia optymalizacji. Algorytm Levenberga-Marquardta jest jedną z implementacji newtonowskiej strategii optymalizacji. W metodzie tej wartość hesjanu $H(w)$ zastępuje się wartością aproksymowaną $G(w)$ [3]:

$$p_k = -[H(w_k)]^{-1} g(w_k) . \quad (4)$$

W metodzie tej przyjmuje się definicję funkcji celu w postaci odpowiadającej jednemu wzorcu uczącemu. Istotą podejścia tej metody jest aproksymacja z wykorzystaniem czynnika regularyzacyjnego, w którym parametr Levenberga-Marquardta jest wielkością skalarną, zmienianą podczas procesu optymalizacyjnego. Na początku procesu uczenia gdy jeszcze wartość w_k jest jeszcze daleka do rozwiązania, przyjmuje się wartość parametru Levenberga-Marquardta jako bardzo dużą w porównaniu z największą wartością macierzy. W tym przypadku hesjan reprezentowany jest przez czynnik regularyzacyjny [3]:

$$G(w_k) \approx v_k 1 . \quad (5)$$

Poszukiwanie kierunku odbywa się zgodnie z zastosowaniem metody największego spadku [3].

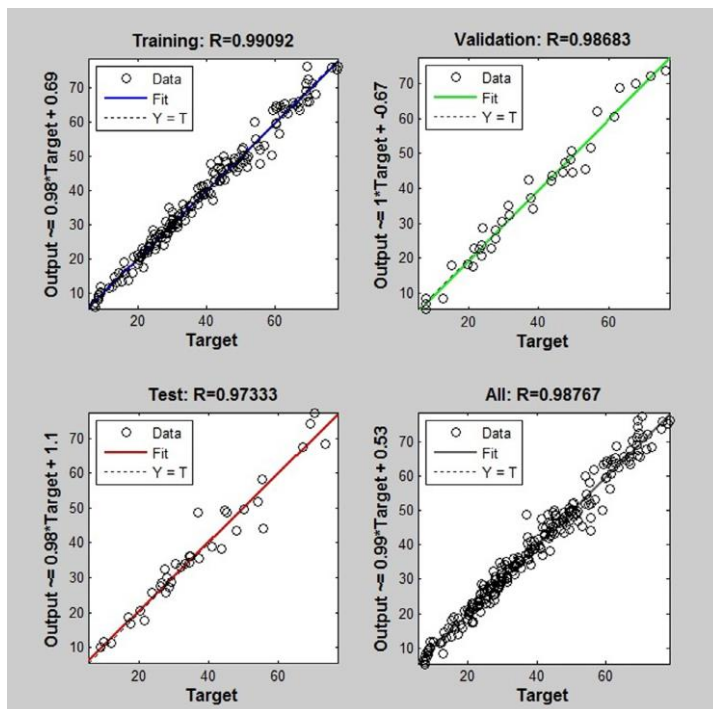
$$P_k \approx -\frac{g(w_k)}{v_k} . \quad (6)$$

Na podstawie określonych testów dokonuje się porównania różnych algorytmów uczących. Porównanie tego dokonuje się między innymi biorąc pod uwagę takie czynniki jak liczbę cykli uczących, liczbę obliczeń funkcji celu, liczbę mnożeń zmiennie przecinkowych, czas obliczeń i wrażliwość na minima lokalne. Porównując algorytm Levenberga-Marquardta z innymi – algorytmem największego spadku, algorytmem gradientów sprzężonych czy algorytmem zmiennej metryki to w procesie uczenia jest on najsukuteczniejszy. Dla porównania uzyskanie założonej wartości funkcji celu przy użyciu algorytmu Levenberga-Marquardta zajmuje czas równy 1,2 s. podczas gdy algorytmowi największego spadku zajęło to ponad 10 godzin. Na podstawie wielu badań testowych stwierdzono, że algorytmy newtonowskie – w tym Algorytm Levenberga-Marquardta – przewyższają inne algorytmy pod względem efektywności [3].

W pracach [4,11] zostały zaprezentowane rozwiązania wykorzystujące algorytm Levenberga-Marquardta. W sieciach neuronowych można wyróżnić wiele rodzajów algorytmów szkoleniowych, takich jak Leven-Marquardt (LM) [4,11–12], gradientowy moment zniżania (GDM), współczynnik adaptacyjnego uczenia się (GDX) [913], skalowany gradient koniugatu (SCG) i Broyden-Fletcher-Goldfarb-Shanno quasi-Newton (BFGS) [14]. Autorzy pracy 4 do przeprowadzenia badań wybrali algorytm LM, ponieważ często charakteryzuje się on wyższym współczynnikiem zbieżności niż inne algorytmy [15].

W badaniach przedstawionych w pracy [12] wykorzystano model wielowarstwowej sieci neuronowej opartej na sprzężeniu z perceptronem (ang. multi-layer perceptron) z algorytmem propagacji wstecznej Levenberga-Marquardta do przewidywania wydajności glukozy i ksylozy podczas hydrolizy

enzymatycznej biomasy dla różnych wielkości cząstek i załadowania biomasy. Na poniższym rysunku został przedstawiony diagram zmian w badanej sztucznej sieci neuronowej.



Rysunek 2. Diagram regresji modelu sieci neuronowej

Źródło: Vani, S., Sukumaran, R.K., Savithri, S., 2015. Prediction of sugar yields during hydrolysis of lignocellulosic biomass using artificial neural network modeling. *Bioresour. Technol.* 188, 128–135, 2015.

5. Wnioski

Przetwarzanie danych pomiarowych z procesu spalania wymaga zastosowania złożonych metod ich analizy. Przykładem są sztuczne sieci neuronowe, które w tym ujęciu wykorzystywane do rozwiązywania problemów klasyfikacji oraz modelowania. Wśród wielu zalet sieci neuronowych należy wyróżnić zdolność uczenia się, adaptacji i uogólniania[1].

W niniejszym rozdziale przedstawione zostały wybrane problemy diagnostyki procesu spalania z wykorzystaniem sztucznych sieci neuronowych [16-19]. Istnieje wiele skutecznych algorytmów, z wykorzystaniem których trenowanie sieci neuronowych jest szczególnie skuteczne. Przykładem ich są algorytm

Levenberga-Marquardta oraz algorytm propagacji wstecznej. Algorytmy te charakteryzują się wysoką skutecznością uczenia sieci wielowarstwowej. Algorytm Levenberga-Marquardta przewyższa inne rozwiązania swoją efektywnością, ze względu na fakt, że utworzenie założonej wartości funkcji celu zajmuje mu czas równy 1,2 sekundy podczas gdy algorytmowi największego spadku zajęło to ponad 10 godzin [3].

Bibliografia

1. Smolarz, A., *Diagnostics of combustion processes of gaseous fuels, coal dust and mixtures of coal dust and biomass using optical methods*, Politechnika Lubelska, 2013.
2. Xie C., Liua J., Zhang X., Xie W., Sun J., Chang K., Kuo J., Xie W., Liu C., Sun S., Buyukada M., Evrendilek F., *Co-combustion thermal conversion characteristics of textile dyeing sludge and pomelo peel using TGA and artificial neural networks*, Applied Energy, 212, 786–795, 2018.
3. Osowski S., *Sieci neuronowe do przetwarzania informacji*, Oficyna wydawnicza Politechniki Warszawskiej, 2013.
4. Chen J., Liu J., He Y., Huang L., Sun S., Sun J., Chang K., Kuo J., Huang S., Ning X., *Investigation of co-combustion characteristics of sewage sludge and coffee grounds mixtures using thermogravimetric analysis coupled to artificial neural networks modeling*, Bioresource Technology 225, 234–245, 2017.
5. Sawicki D., *Ocena procesu spalania węgla i biomasy z wykorzystaniem analizy obrazu*, Politechnika Lubelska, 2015.
6. Mikulandric, R., Loncar, Drazen., Böhning, D., Böhme, R., Beckmann, M., *Artificial neural network modelling approach for a biomass gasification process in fixed bed gasifiers*, Energy Convers. Manage, 87, 1210–1223 2014.
7. Berent-Kowalska G., Kacprowska J., Moskal I., Jurgaś A. i inni: *Energia ze źródeł odnawialnych w 2014r.*, Główny Urząd Statystyczny Departament Produkcji, 2014.
8. Kordylewski W., *Spalanie i paliwa*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, 2008.
9. Mani-Varnosfaderani A., Kanginejad A., Gilany K., Valadkhani A., *Estimating complicated baselines in analytical signals using the iterative training of Bayesian regularized artificial neural networks*, Anal Chim Acta, 940, 56–64, 2016.
10. Matlab: Signal processing toolbox - User's Guide, Natick, 2018.
11. Yildiz Z., Uzun H., Ceylan S., Topcu Y., *Application of artificial neural networks to co-combustion of hazelnut husk-lignite coal blends*, Bioresource Technology 200, 42–47, 2016.
12. Vani, S., Sukumaran, R.K., Savithri, S., *Prediction of sugar yields during hydrolysis of lignocellulosic biomass using artificial neural network modeling*, Bioresour. Technol., 188, 128–135, 2015.
13. Buyukada, M., *Co-combustion of peanut hull and coal blends: artificial neural networks modeling, particle swarm optimization and Monte Carlo Simulation*, Bioresour. Technol., 216, 280–286, 2016.

14. Yildiz, Z., Uzun, H., *Prediction of gas storage capacities in mental organic frameworks using artificial neural network*, Microporous Mesoporous Mater, 208, 50–54, 2015.
15. Caner, M., Gedik, E., Kecebas, A., *Investigation on thermal performance calculation of two type solar air collectors using artificial neural network*, Expert Syst. Appl., 38, 1668–1674, 2011.
16. Gajic, D., Savic-Gajic, I., Savic, I., Georgieva, O., Gennaro, S., *Modelling of electrical energy consumption in an electric arc furnace using artificial neural networks*, Energy, 108, 132–139 2015.
17. Mazrou, H., *Performance improvement of artificial neural networks designed for safety key parameters prediction in nuclear research reactors*, Nucl. Eng. Des., 239, 1901–1910, 2009.
18. Moghaddam M.G., Ghaffari M., Ahmad F.B.H., Rahman M.B.A., *Artificial neural network modeling studies to predict the yield of enzymatic synthesis of betulinic acid ester* Electron. J. Biotechnol., 13, 3–14, 2010.
19. O'Dwyer J.P., Zhu L., Granda C.B., Chang V.S., Holtzapple M.T., *Neural network prediction of biomass digestibility based on structural features*, Biotechnol. Prog., 24, 283–292, 2008.

Analiza właściwości fizycznych hydrofobizowanych lekkich zapraw z dodatkiem zeolitu

1. Wstęp

Lekką zaprawą nazywana jest mieszanina cementu lub cementowo-wapienna z dodatkiem składników poprawiających izolację termiczną. Skład zapraw lekkich zwanych też ciepłochronnymi powstaje poprzez mieszanie tradycyjnych spoiw, lekkich kruszyw np. ekspandowanego perlitu, spienionych granulek polistyrenowych, eksfoliowanego wermikulitu, lekkiego spienionego kruszywa glinowego, dodatków oraz domieszek. Zaprawa ciepłochronna posiada niską gęstość pozorną oraz niski współczynnik przewodzenia ciepła [1–2]. Niski współczynnik uzyskiwany jest dzięki lekkim wypełniaczom. Zaprawa w stanie suchym ma wartość współczynnika przewodzenia ciepła mniejszą niż 0,18 W/(m×K), gęstość pozorną nie większą niż 950 kg/m³, wytrzymałość na ściskanie większą niż 3 MPa oraz nasiąkliwością wagową nieprzekraczającą 45%. Niska gęstość lekkich kruszyw zmniejsza wagę zaprawy, jednak obniża również parametry wytrzymałościowe. Na właściwości cieplne zapraw duży wpływ ma zastosowanie materiałów porowatych, dobrać należy więc odpowiedni rodzaj oraz proporcję kruszywa jak również odpowiednie uzupełniające materiały cementowe [3–4]. Do podstawowych zalet zapraw ciepłochronnych należą: wysoka plastyczność, stabilność, paroprzepuszczalność, zredukowane mostki termiczne, znaczna odporność na grzyby oraz algi [2–5].

Z roku na rok rośnie zainteresowanie budownictwem energooszczędnym. Dzięki dobrze wybranym rozwiązaniom ścian i zastosowanym materiałom, można znacznie ograniczyć zapotrzebowanie budynku na energię grzewczą. Z tego powodu wciąż trwają badania mające na celu unowocześnienie materiałów budowlanych, aby uzyskać jak najlepsze ich właściwości. Testom zostają poddane kolejne materiały nadające się do zapraw ciepłochronnych. Dopracowuje się również zaprawy, które takie materiały mogą połączyć, jednocześnie nie powodując powstania niepotrzebnych mostków cieplnych [3]. Stosuje się perlit

⁽¹⁾j.styczen@pollub.pl: Instytut Elektroniki i Technik Informacyjnych, Wydział Elektrotechniki i Informatyki, Politechnika Lubelska

⁽²⁾d.barnat-hunek@pollub.pl: Katedra Budownictwa Ogólnego, Wydział Budownictwa i Architektury, Politechnika Lubelska

⁽³⁾a.urzedowski@pollub.pl: Katedra Podstaw Techniki, Wydział Podstaw Techniki, Politechnika Lubelska

ekspandowany, pucolanowy [6–7], granulat korkowy [8], pył krzemionkowy i popiół lotny [9], piankę poliuretanową z recyklingu [10], żużel wielkopiecowy [11] oraz pumeks [12–13]. Dzięki dodatkom z materiałów porowatych zaprawy takie wykazują się dużo lepszą izolacyjnością cieplną [2]. Materiałem, który doskonale nadaje się do zapraw ciepłochronnych jest zeolit - naturalny minerał pochodzenia wulkanicznego.

Zeolity stanowią dużą grupę minerałów glinokrzemianowych. Dzięki swoim niezwykłym właściwościom znajdują zastosowanie w wielu dziedzinach przemysłu. Ich szkieletowa struktura pozwala na wykorzystanie ich w budownictwie [14–15]. Dzięki pustym, kanalikowatym przestrzeniom, wykazują doskonałe predyspozycje do używania ich w lekkich zaprawach. Porowata struktura tynków z naturalnym zeolitem stymuluje migrację wody z nałożonej warstwy tynku, co wpływa na wiązanie i wytrzymałość mechaniczną [16–17]. Dzięki unikalnej, wydrążonej strukturze zeolity mają dobre właściwości sorpcyjne [18–19]. Zeolity mogą powodować zwiększoną hydrofilność tynków, dlatego należałoby zastosować równocześnie dodatek hydrofobowy [20].

Hydrofobizacja zwiększa granicę napięcia powierzchniowego między wodą a impregnowanym materiałem, tak aby różnica między nimi była jak największa [2, 21]. Dzięki zmianie kąta zwilżania naczyń włosowatych następuje odepchnięcie wody od powierzchni materiału, staje się on niezwilżalny i zabezpieczony przed wnikaniem wody. Cienka warstwa hydrofobowa lekko pokrywa ściany naczyń włosowatych i nie wypełnia całej objętości porów. Hydrofobizacja nie zmienia natomiast dyfuzji gazów i pary wodnej, pory pozostają otwarte. Obecnie na rynku budowlanym można wyróżnić wiele skutecznych preparatów hydrofobowych, ważne jest jednak dobranie odpowiedniego środka i sposobu hydrofobizacji, który będzie bezpieczny dla danego materiału i pomoże go odpowiednio zabezpieczyć. Głębokość penetracji hydrofobowego preparatu zależy od wielkości porów i kapilar w strukturze materiału. Równie ważny jest rodzaj i stężenie substancji aktywnej w preparacie. W pracy użyto preparatów na bazie związków krzemooorganicznych, powszechnie stosowanych do hydrofobizacji materiałów budowlanych. Silikony są to polimery, które zawierają dowolny obojętny, syntetyczny związek złożony z powtarzających się jednostek siloksanu. Jest to łańcuch naprzemiennych atomów krzemu i atomów tlenu ($\text{Si} - \text{O} - \text{Si}$), często połączony z węglem ($\text{Si} - \text{C} - \text{Si}$) [22].

W pracy dokonano analizy porównawczej wpływu hydrofobowych preparatów na bazie związków krzemooorganicznych na właściwości zapraw ciepłochronnych z dodatkiem zeolitu. Przeprowadzono badania mrozoodporności oraz odporności na krystalizację soli.

2. Przygotowanie zapraw

2.1. Materiały

Przygotowano skład dwóch mieszanek zapraw ciepłochronnych. Kompozycje suchych składników zaprawy przedstawiono w Tabeli 1. Receptury oznaczono następującymi symbolami: M1 – zaprawa bez dodatku hydrofobowego, M2 – zaprawa z dodatkiem hydrofobowym (hydrofobizacja strukturalna) w postaci szlamu mineralnego uszczelniającego Ah. Szlam uszczelniający charakteryzuje się znaczną poprawą wodoszczelność, nasiąkliwością kapilarną – $w_{24} < 0,1$ kg/(m²·h^{0,5}), współczynnikiem oporu dyfuzyjnego pary wodnej $\mu < 200$, wytrzymałością na ściskanie po 28 dniach – ok. 30 N/mm².

Tabela 4. Składniki zapraw z zeolitem

Material	Symbol	M1 [%]	M2 [%]
Dodatek Hydrofobowy	Ah	-	1
Domieszka napowietrzająca	Aa	0.2	-
Zeolit - Klinoptylonit 0.5–2.0 mm	Zo	67	67
Wapno hydratyzowane	Hl	14	14
Cement portlandzki CEM I 32.5 R	Cm	19	18

Źródło: opracowanie własne

Część próbek bez dodatku hydrofobowego poddana została hydorfobizacji powierzchniowej. W tym celu użyte zostały trzy odmienne preparaty hydrofobowe. W próbkach M1A zastosowano roztwór związków silikonowych w rozpuszczalniku. Środek ten przeznaczony jest do hydrofobizacji na zewnątrz budynków: murów, tynków cementowo-wapiennych, porowatych materiałów budowlanych takich jak: beton, dachówka ceramiczna, cegły ceramiczne, gips, wapień, piaskowiec drobno- i gruboporowaty, niepolerowany granit i marmur. Charakterystyczne dane materiału to: wygląd – jednorodna ciecz bezbarwna, gęstość w 20°C – ok. 0,8 g/ml, lepkość w 20°C – wg kubka Forda nr 4 ok. 11 s.

Próbki M1B zanurzone zostały w wodnej emulsji silikonowej z niewielką domieszką rozpuszczalnika. Preparat ten stosowany jest jako: dodatek uszlachetniający w produkcji różnego rodzaju tynków fasadowych, spoiwo w produkcji farb, środek do powierzchniowej hydrofobizacji porowatych materiałów budowlanych (tynki cementowo-wapienne i akrylowe, beton, bloczki gipsowe, dachówki, cegła silikatowa). Emulsja trwale chroni przed wilgocią, zabezpiecza kolorowe powłoki fasadowe przed płowieniem. Charakterystyczne dane materiału to: wygląd – jednorodna ciecz o barwie mlecznobiałej, rozcieńczanie – wodą (do impregnacji powierzchniowej), gęstość w 20°C – ok. 1,00 g/ml, zawartość żywicy – ok. 25%

W próbkach M1C zastosowano hydrofobizację powierzchniową z użyciem reaktywnego, oligomerycznego roztworu siloksanowego. Charakterystyka: wygląd – bezbarwny płyn; zawartość siloksanów – ok. 7 % wag.; nośnik – węglowodory alifatyczne o nikłym zapachu; gęstość – ok. 0,80 g/cm³. Preparat ten zmniejsza wnikanie wody i substancji szkodliwych, ogranicza zagrożenie atakiem mikroflory mineralnej powierzchni materiału budowlanego, zwiększa odporność na działanie mrozu i soli rozmrażającej.

W zaprawach zastosowany również został zeolit o uziarnieniu 0.00–2.00mm. Jest to naturalny minerał pochodzenia wulkanicznego. Skała drobnziarnista o barwie szarej charakteryzująca się zbitą teksturą, słabo zwięzłą, bezładną, miejscami fluidalną. W krystalicznej strukturze zeolitów występują puste przestrzenie oraz kanały. Zeolit cechuje się szerokim zasobem specyficznych cech fizykochemicznych, takich jak: wysoka pojemność sorpcyjna i jonowymienna, zdolność molekularno-sitowa, aktywność katalityczna (szczególnie w formie wodorowej) oraz termostabilność strukturalna w temperaturach do 700–750°C. Zeolity mają właściwości, dzięki którym zapewniają wysoką porowatość oraz dyfuzyjność zaprawy. Porowata struktura mieszanek z naturalnym zeolitem stymuluje migrację wody co wpływa na wiązanie i wytrzymałość mechaniczną. Dzięki unikalnej, wydrążonej strukturze zeolity mają dobre właściwości sorpcyjne [23–24].

Wapno hydratyzowane użyte w badaniach spełniało normy i charakteryzowało się gęstością pozorną 390–410 kg / m³. Skład chemiczny wapna: CaO – 95,5%, MgO – 0,5%, CO₂ – 2,1%, SO₃ – 0,1%, woda wolna – 1,5% [25].

Zastosowany cement portlandzki CEM I 32,5R, charakteryzował się: powierzchnia właściwa 3985 cm²/g, początek czasu wiązania 75 min, wytrzymałość na ściskanie [MPa] po 2 dniach > 10, po 28 dniach > 32,5 < 52,5, zmiana objętości [mm] – max 10. CEM I 32,5R był testowany zgodnie z polskimi normami PN EN 197-1: 2012 „Cement - Część 1: Skład, wymagania i kryteria zgodności dotyczące cementów powszechnego użytku”, oraz PN-EN 197-2:2002 – „Cement – Część 2: Ocena zgodności” [26–27].

W mieszance M2 zastosowano dodatkowo złożony plastyfikator: plastyfikację i napowietrzanie. Opóźnia on czas wiązania i jest zalecany do zapraw i betonu wodoodpornego oraz mrozoodpornego. Dodatkiem napowietrzającym był wodny roztwór soli alifatycznych amin i detergentów o gęstości 1,12–1,15 g/cm³ w 20°C. Umożliwia on zmniejszenie ilości wody potrzebnej do wytworzenia mieszaniny o około 10%. Znacznie zwiększa ostateczną wytrzymałość, napowietrza oraz poprawia urabialność.

2.2. Przygotowanie próbek

Przygotowano próbki o wymiarach 40 × 40 × 160 mm na podstawie normy PN-EN 196-7: 2008. Mieszanki zapraw przygotowano w laboratorium.

Początkowo połączono ze sobą suche składniki, a następnie dodana została woda. Mieszanie odbywało się w mieszarce automatycznej, gdzie wszystkie etapy mieszania dokonywane były samoczynnie. Łączny czas mieszania – 4 minuty. Beleczki uformowano bezpośrednio po przygotowaniu zaprawy. Zastosowana do tego celu została forma trójdzielna, uprzednio skręcona oraz posmarowana środkiem antyadhezyjnym, w celu ułatwienia rozformowania. Forma wraz z nakładką zamocowana została na wstrząsarce. Do każdej przegrody formy, odmierzono po 300 g zaprawy, po czym zagęszczono ją 60 wstrząsami. Następnie nałożona została druga warstwa zaprawy, w takich samych ilościach. Całość zagęszczono kolejnymi 60 wstrząsami. Po usunięciu nakładki, nadmiar zaprawy usunięty został za pomocą linijki zgarniającej. Formy z zaprawą po 24h rozformowano i oznaczono. Próbkę przechowywano w komorze klimatycznej w temperaturze 23,5 ° C przy wilgotności względnej 73,5% przez 21 dni [28].

Próbki M1 przed hydrofobizacją powierzchniową zostały wysuszone do stałej masy. Probki hydrofobizowano przez zanurzenie w hydrofobowych preparatach przez 10 sekund. Następnie wszystkie próbki zostały poddane 14 dniowemu okresowi sezonowania w warunkach laboratoryjnych w celu rozpoczęcia hydrolizy polikondensacji.

2.3. Metody

Określona została gęstość objętościowa stwardniałych zapraw zgodnie z normą PN-EN 1015–10. Gęstość wysuszonej stwardniałej zaprawy została określona jako iloraz jej masy w stanie wysuszonym w suszarce i objętości, którą próbka zajmuje w stanie nasyconym podczas zanurzenia w wodzie. Gęstość oznaczono na trzech próbkach dla każdego rodzaju zaprawy. Zbadane zostały próbki normowe o regularnym kształcie 40x40x160mm. Otrzymane wyniki przedstawiono w Tabeli 2 [29].

Do wyznaczenia gęstości właściwej użyto metody piknometrycznej. Przeprowadzono badanie dwóch próbek dla każdego rodzaju zaprawy (wersji podstawowej i z dodatkiem hydrofobowym). Materiał do badań uprzednio został wysuszony w suszarce do stałej masy a następnie rozdrobniony w młynku kulowym [26].

Szczelność, jest to właściwość fizyczna, określająca jaką część objętości badanego materiału zajmuje materiał bez porów. Określony został wskaźnik szczelności jako stosunek gęstości pozornej do gęstości właściwej, wg poniższego wzoru:

$$s = \frac{\rho_p}{\rho} * 100\% \quad (1)$$

gdzie:

s – współczynnik szczelności badanego materiału [%]

ρ_p – gęstość pozorna [g/cm³]

ρ – gęstość właściwa [g/cm³].

Wykonano również badania porowatości całkowita stwardniałych zapraw na podstawie normy PN-EN 1936:2010 [30]. Określono współczynnik absorpcji wody spowodowanej podciąganiem kapilarnym stwardniałej zaprawy wg. PN-EN 1015-18 „Metody badań zapraw do murów – Część 18: Określenie współczynnika absorpcji wody spowodowanej podciąganiem kapilarnym stwardniałej zaprawy” [31]. Zbadano trzy sposoby hydrofobizacji powierzchniowej (trzema różnymi środkami) oraz zaprawę z dodatkiem hydrofobowym. Dla porównania sprawdzono również nasiąkliwość dla próbki niezabezpieczonej żadnymi środkami. Próbki zostały przed badaniem wysuszone do stałej masy, zważone, a następnie umieszczone w pojemniku z wodą, tak, aby całe zostały przykryte. Pomiar nasiąkliwości wagowej przeprowadzono dla czterech okresów: po 1, 3, 7 oraz 14 dniach. Wyniki badań przedstawiono na Wykresie 1.

Dyfuzja pary wodnej jest to ruch cząsteczek zmierzający do wyrównania stężenia pary. Aby sprawdzić, czy dyfuzja nie zostaje zakłócona po hydrofobizacji, wykonane zostało badanie paroprzepuszczalności. W tym celu próbki mokre (po badaniu nasiąkliwości) zostały osuszone, zważone, a następnie pozostawione w warunkach laboratoryjnych. Woda mogła swobodnie odparowywać. Ubytek masy kontrolowano, poprzez zważenie próbek po upływie 1, 3, 7 i 14 dni.

3. Rezultaty

Własności fizyczne i mechaniczne zapraw termoizolacyjnych przedstawione zostały w Tabeli 2.

Tabela 2. Fizyczne i mechaniczne właściwości zapraw ciepłochronnych

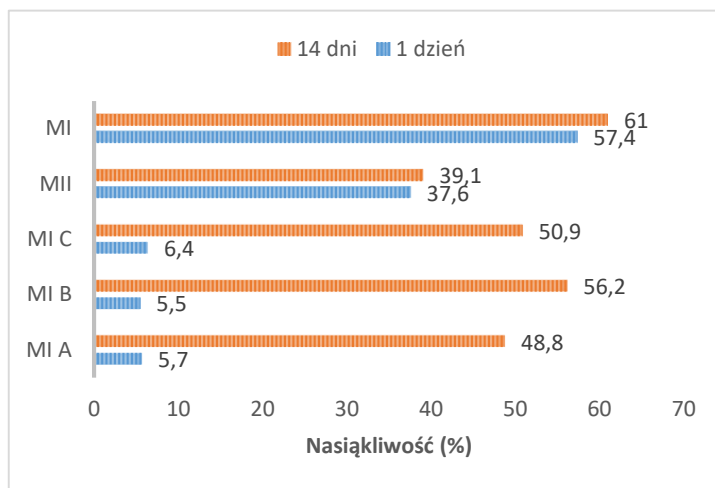
Typ zaprawy/ Średnia		Gęstość pozorna (kg/m ³)	Gęstość (kg/m ³)	Całkowita porowatość (%)	Wytrzymałość na ściskanie (MPa)
M1	Mean	1.08	2.48	56.43	3.41
M2	Mean	1.28	2.47	48.07	10.05

Źródło: opracowanie własne

Wytrzymałość na ściskanie zaprawy z dodatkiem hydrofobowym jest prawie trzy razy wyższa niż w przypadku składu podstawowego. Dodatek hydrofobowy znacznie poprawił parametry wytrzymałościowe. Gęstość pozorna próbek z dodatkiem hydrofobowym była większa o 18.5% od gęstości próbek bez hydrofobizacji. Gęstość właściwa była niemal identyczna. Porowatość całkowita w przypadku próbek z dodatkiem roztworu siloksanowego była mniejsza o 14.8%.

Dodatek hydrofobowy zmniejszył porowatość materiału, co tłumaczy w/w wzrost wytrzymałości.

Nasiąkliwość została zbadana dla zapraw bez oraz z dodatkiem hydrofobowym. Porównano również zaprawy zabezpieczone powierzchniowo materiałami hydrofobowymi. Próbki badano po 1 oraz 14 dniach. Wyniki zostały przedstawione na Wykresie 1.



Wykres 1. Nasiąkliwość badanych zapraw ciepłochronnych

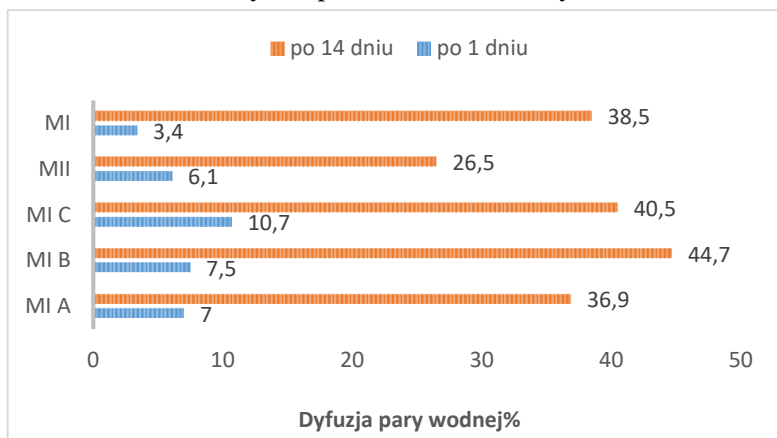
Źródło: Opracowanie własne

Próbki pozbawione hydrofobizacji MI już po upływie 1 doby, osiągnęły wysoki poziom nasiąkliwości wagowej. Przez całość badania nieznacznie się zwiększał i utrzymywał się na poziomie ok. 60%. Podobne zachowanie możemy zaobserwować w przypadku zaprawy z dodatkiem hydrofobowym MII. Po pierwszym dniu nasiąkliwość wynosiła 37,6%, a potem utrzymywał wysoki poziom nasiąkliwości, dążący do 40%. Obliczona skuteczność hydrofobizacji utrzymywała się tu na stałym poziomie 35%. W przypadku pozostałych preparatów, skuteczność bardzo szybko zmniejszała się wraz z upływem czasu. Zaprawy poddane hydrofobizacji powierzchniowej po pierwszym dniu uzyskały nasiąkliwość 5–6%. Nasiąkliwość ta jednak z biegiem czasu zwiększała się, dochodząc do 56,2%.

Środki wykorzystane w próbkach MIA oraz MIC działały podobnie, na początku bardzo dobrze zabezpieczając, potem stale tracąc skuteczność. Przy czym środek użyty do zabezpieczenia próbek MIC był o 7% lepszy od pozostałych. W przypadku preparatu MIB przez pierwsze 7 dni osiągał najlepsze

wyniki jeżeli chodzi o skuteczność, jednakże po 14 dniach jego nasiąkliwość bardzo wzrosła, stała się wyższa niż w przypadku użycia innych środków, zbliżając się do poziomu nasiąkliwości próbek niezhydrofobizowanych.

Aby sprawdzić, czy dyfuzja pary wodnej nie została zakłócona po hydrofobizacji, wykonane zostało badanie paroprzepuszczalności. Porównano wyniki po 1 oraz 14 dniach. Wyniki przedstawiono na Wykresie 2.



Wykres 2. Zdolność dyfuzji pary wodnej badanych zapraw cieplochronnych

Źródło: Opracowanie własne

Hydrofobizacja nie zakłóca dyfuzji pary wodnej, a nawet w pewnym stopniu ją przyspiesza. W każdym z preparatów ubytek wody ze struktury przebiegał podobnie co świadczy o tym iż powłoka hydrofobowa jest w pełni przepuszczalna dla gazów i pary wodnej.

Po 14 dniach badania spadek wilgotności w próbce bez zabezpieczenia wynosił 38,5%. W przypadku próbek zabezpieczonych powierzchniowo ta wartość również oscylowała wokół 40%. Dla próbek MIB zabezpieczonych preparatem na bazie emulsji silikatowej z niewielkim dodatkiem rozpuszczalnika, wartość ta była nawet większa, próbki zabezpieczone tym środkiem schły szybciej niż próbka bez zabezpieczenia.

Dla próbek MII z dodatkiem hydrofobowym wilgotność masowa zmalała w ciągu 14 dni o 26,5%, czyli mniej niż we wcześniej opisanych przypadkach. Jednak wilgotność początkowa tych próbek była dużo niższa.

Nie udało się przeprowadzić badania mrozoodporności przy 25 cyklach zamrażania i odmrażania gdyż próbki uległy zniszczeniu podczas cyklicznego zamrażania i odmrażania. Poniżej przedstawiono po ilu cyklach próbki zostały zniszczone.

Tabela 3. Średni procentowy ubytek / przyrost masy zapraw ciepłochronnych

Typ badania	M1A	M1B	M1C	MII	MI
	Liczba cykli po których próbki uległy zniszczeniu				
Mrozoodporność	9	14	7	3	1
Krystalizacja soli	3	9	3	4	2

Źródło: opracowanie własne



Rys. 1. Próbkki zapraw ciepłochronnych z zeolitem po cyklach mrożenia – odmrażania

Próbki MI bez zabezpieczenia okazały się najsłabsze. Od razu nasiąknęły wodą i już po pierwszym cyklu zamrażania doszło do ich zniszczenia. Podobna sytuacja występuje przy zaprawie z dodatkiem hydrofobowym MII – próbki wytrzymały jedynie trzy cykle badania. Bardziej wytrzymałe okazały się próbki zabezpieczone środkami hydrofobizującymi powierzchniowo. Próbki MIB zabezpieczone preparatem na bazie emulsji silikatowej z niewielką domieszką rozpuszczalnika wytrzymały największą liczbę cykli zamrażania – rozmrażania.



Rys. 2. Próbkki zapraw ciepłochronnych po cyklach krystalizacji soli

Podobnie jak w badaniu mrozoodporności, próbki nie wytrzymały założonej liczby cykli i uległy szybszemu zniszczeniu. Najtrwalsze okazały się próbki MIB zabezpieczone preparatem na bazie emulsji silikatowej z niewielką domieszką rozpuszczalnika. Próbki porównawcze, bez zabezpieczenia hydrofobowego wytrzymały najmniejszą ilość cykli krystalizacji soli. Mimo, iż żadne z próbek nie przeszły testu, stwierdzić można iż preparaty hydrofobowe, poprawiają odporność na krystalizację soli.

4. Wnioski

Artykuł analizuje przydatności zeolitu, jako dodatku do zapraw ciepłochronnych oraz porównuje różne sposobów zabezpieczenia takich zapraw przed wodą. Poddane badaniom zostały próbki zapraw bez dodatku hydrofobowego MII, z dodatkiem hydrofobowym MII oraz próbki powierzchniowo zabezpieczone preparatami hydrofobowymi MIA, MIB, MIC.

Na podstawie przeprowadzonych badań wyciągnąć można następujące wnioski końcowe:

- Badania wytrzymałościowe wykazały, że dodatek zeolitu działa niekorzystnie na wytrzymałość próbek. Badana zaprawa była bardzo krucha i podatna na zniszczenie.
- Wytrzymałość na ściskanie zaprawy MII z dodatkiem hydrofobowym była prawie 3 razy wyższa niż w przypadku składu podstawowego. Dodatek hydrofobowy na bazie szlamu mineralnego uszczelniającego znacznie poprawia parametry wytrzymałościowe.
- Próbki z dodatkiem hydrofobowym miały znaczne zwiększenie gęstość pozorną w porównaniu z zaprawą bez dodatku hydrofobowego. Gęstość właściwa natomiast była niemal identyczna. Dodatek hydrofobowy spowodował zmniejszenie porowatości materiału, a tym samym zwiększenie szczelności oraz wytrzymałości materiału.
- Porowatość materiału była bardzo duża, dla zaprawy o składzie podstawowym wynosiła 56.43%, co jest spowodowane dodatkiem zeolitu. Tłumaczy to tym samym bardzo wysoką nasiąkliwość materiału.
- Sposób zabezpieczenia materiału poprzez hydrofobizację strukturalną i powierzchniową jest odmienny. Próbki MII z dodatkiem hydrofobowym nasiąkają szybko wodą już w pierwszych godzinach, tak ja materiał niezabezpieczony. Jednak nasiąkliwość ta nie wzrasta znacznie wraz z upływem czasu (nasiąkliwość po pierwszym dniu – 37,6% po 14 dniach – 39,1%). Jeżeli chodzi o hydrofobizację powierzchniową to daje ona zdecydowanie lepsze rezultaty ale tylko w początkowej fazie badania. Po pierwszym dniu nasiąkliwości wahała się w granicach 7%, natomiast po 14 dniach była bliska nasiąkliwości próbki niezabezpieczonej.
- Badania wykazały, że hydrofobizacja nie zakłóca w żaden sposób dyfuzji pary wodnej. Próbki MII, MIA, MIB, MIC schły w podobnym tempie co próbki porównawcze, a nawet minimalnie szybciej.
- Badanie mrozoodporności oraz odporności na korozyjne działanie soli wykazało, że zaprawa ciepłochronna na bazie zeolitu jest bardzo nieodporna na dane niszczące czynniki. Próbki bardzo szybko uległy zniszczeniu. Jest to najprawdopodobniej spowodowane wysoką nasiąkliwością materiału, co bardzo zmniejsza odporność na niskie temperatury oraz sól. Badanie jednak wykazało iż próbki MII z dodatkiem hydrofobowym oraz próbki MIA,B,C gdzie zastosowana

została hydrofobizacja powierzchniowa wykazywały lepszą odporność na niszczące działanie mrozu oraz soli. Najbardziej odpornymi zaprawami okazały się zaprawy MII z dodatkiem hydrofobowym.

Podsumowując dodatek zeolitu do zapraw ciepłochronnych wpływa negatywnie na parametry wytrzymałościowe oraz przyczynia się do wysokiej nasiąkliwości materiału. Należy to brać pod uwagę, gdy planuje się wykorzystanie zapraw ciepłochronnych i zadbać o odpowiednie zabezpieczenie przed działaniem wody.

Hydrofobizacja przyczynia się do polepszenia właściwości materiału. Zabezpiecza przed wnikaniem wody, nie blokują przepływu pary wodnej. Do zastosowania w budownictwie mieszkaniowym lepszym rozwiązaniem może okazać się hydrofobizacja powierzchniowa, lecz elementy zabezpieczone nie mogą być wystawione na stałe działanie wody.

Literatura

1. Khan M.I., *Factors affecting the thermal properties of concrete and applicability of its prediction models*, Build. Environ. 37, 607–614, 2002.
2. Barnat-Hunek D., Smarzewski P., *Analysis of the physical properties of hydrophobised lightweight-aggregate mortars*, Composites Theory and Practice, 2, 2016.
3. Szymański E., *Murarstwo i tynkarstwo*, WSiP, 2010.
4. Barnat-Hunek D., Smarzewski P., Szafraniec M., *Hydrofobizowane zaprawy ciepłochronne z dodatkiem perlitu i keramzytu*, IZOLACJE, 2, 2015.
5. Topçu I., Işıkdağ B., *Effect of expanded perlite aggregate on the properties of lightweight concrete*, Journal of Materials Processing Technology, 204(1–3), 34–38, 2008.
6. Kramar D., Bindiganavile V., *Impact response of lightweight mortars containing expanded perlite*, Cement and Concrete Composites, 37(1), 205–214, 2013.
7. Torres M., García-Ruiz P., *Lightweight pozzolanic materials used in mortars: Evaluation of their influence on density, mechanical strength and water absorption*, Cement and Concrete Composites, 31(2), 114–119, 2009.
8. Carvalho R., Teixeira-Dias F., Varum H., *Cyclic behaviour of a lightweight mortar with cork granulate composite*, Composite Structures, 95, 748–755, 2013.
9. Demirboğa R., Gül R., *The effects of expanded perlite aggregate, silica fume and fly ash on the thermal conductivity of lightweight concrete*, Cement and Concrete Research, 33, 723–727, 2003.
10. Junco C., Gadea J., Rodríguez A., Gutiérrez-González S., Calderón V., *Durability of lightweight masonry mortars made with white recycled polyurethane foam*, Cement and Concrete Composites, 34, 1174–1179, 2012.
11. Hadj-Sadok A., Kenai S., Courard L., Darimont A., *Microstructure and durability of mortars modified with medium active blast furnace slag*, Construction and Building Materials, 25(2), 1018–1025, 2012.
12. Habib U., Remzi S., Ramazan D., Rüstem G., *The effects of different cement dosages, slumps, and pumice aggregate ratios on the thermal conductivity and density of concrete*, Cement and Concrete Research, (34) 845–848, 2004.

13. Degirmenci N., Yilmaz A., *Use of pumice fine aggregate as an alternative to standard sand in production of lightweight cement mortar*, Indian Journal Of Engineering And Materials Sciences 18(1), 61–68, 2011.
14. J. Lanas, J.I. Alvarez, *Masonry repair lime-based mortars: factors affecting the mechanical behavior*, Cem. Concr. Res. (33), 1867–1876, 2003.
15. Barnat-Hunek D., Klimek B., Franus W., *Wpływ dodatku zeolitu na właściwości fizykomechaniczne tynków renowacyjnych*, Izolacje, 9, 2014.
16. Markiv G.T., Sobol K., Franus M., Franus W., *Mechanical and durability properties of concretes incorporating natural zeolite*, Arch. Civ. Mech. Eng., 16, 554–562, 2016.
17. Barnat-Hunek D., Siddique R., Klimek B., Franus M., *The use of zeolite, lightweight aggregate and boiler slag in restoration Renders*, Construction and Building Materials, 142, 162–174, 2017.
18. L. Bandura, R. Panek, M. Rotko, W. Franus, *Synthetic zeolites from fly ash for an effective trapping of BTX in gas stream*, Microporous Mesoporous Mater, 223, 1–9, 2016.
19. G. Sezemanas, M. Sinica, P. Zacharcenko, N. Pivenj, D. Mikulskis, M. Kligys, *Influence of Zeolite Additive on the Properties of Plaster Used for External Walls from Autoclaved Aerated Concrete*, Materials Science, 19(2), 222–229, 2013.
20. T. Perraki, G. Kakali, F. Kontoleon, *The Effect of Natural Zeolites on the Early Hydration of Portland Cement*, Microporous and Mesoporous Materials, 61, 205–212, 2003.
21. Torres M., Garcia-Ruiz P., *Lightweight pozzolanic materials used in mortars: Evaluation of their influence on density, mechanical strength and water absorption*, Cement and Concrete Composites, 31(2), 114–119 2009.
22. Barnat-Hunek D., Smarzewski P., Szafraniec M., *Hydrofobizowane zaprawy ciepłochronne z dodatkiem perlitu i keramzytu*, Izolacje, 2, 30–35, 2015.
23. Dzigita Nagrockiene, Giedrius Girskas, *Research into the properties of concrete modified with natural zeolite addition*, Construction and Building Materials, 113, 964–969, 2016.
24. Klimek B., Barnat-Hunek D., Franus M., *Wpływ dodatku zeolitu na właściwości tynków do murów o wysokim stopniu zasolenia*, Materiały budowlane, 519, 2015.
25. PN-EN 459-1:2012, Wapno budowlane – Część 1: Definicje, wymagania i kryteria zgodności
26. PN EN 197-1: 2012 „Cement – Część 1: Skład, wymagania i kryteria zgodności dotyczące cementów powszechnego użytku”,
27. PN-EN 197-2:2002 –“Cement - Część 2: Ocena zgodności”
28. PN-EN 196-7: 2008, Metody badania cementu – Część 7: Sposoby pobierania i przygotowania próbek cementu
29. PN-EN 1015-10:2010 Metody badań zapraw do murów – Część 10: Określenie gęstości wysuszonej stwardniałej zaprawy
30. PN-EN 1936:2010 Metody badań kamienia naturalnego – Oznaczanie gęstości i gęstości objętościowej oraz całkowitej i otwartej porowatości
31. PN-EN 1015-18 „Metody badań zapraw do murów – Część 18: Określenie współczynnika absorpcji wody spowodowanej podciąganiem kapilarnym stwardniałej zaprawy"

Badania rezystancji połączeń taśm HTS 2G stosowanych w nadprzewodnikowych ogranicznikach prądów zwarciovych

1. Wstęp

Szczególne właściwości nadprzewodników umożliwiają budowę urządzeń elektrycznych o parametrach nieosiągalnych przy stosowaniu materiałów konwencjonalnych. Nadprzewodniki wykazują całkowity zanik rezystywności jedynie w warunkach, gdy ich parametry tj. gęstość prądu krytycznego J_c , temperatura krytyczna T_c i krytyczne natężenie pola magnetycznego H_c nie przekraczają wartości krytycznych. Przekroczenie wartości krytycznej któregokolwiek parametru powoduje gwałtowne przejście ze stanu nadprzewodzenia do stanu rezystywnego. Właściwości gwałtownego (skokowego) wzrostu rezystancji elementu nadprzewodnikowego przy przekroczeniu jego wartości krytycznej prądu umożliwia budowę nadprzewodnikowych ograniczników prądów zwarciovych.

Na przestrzeni ostatnich kilku lat nastąpił ogromny postęp w konstrukcji i technologii produkcji taśm nadprzewodnikowych drugiej generacji 2G HTS bazujących na nadprzewodniku wysokotemperaturowym (RE)BCO. Taśmy nadprzewodnikowe drugiej generacji mogą zostać zastosowane w wielu urządzeniach elektrycznych takich jak: elektromagnesy nadprzewodnikowe, nadprzewodnikowe ograniczniki prądu zwarciovego (SFCL), silniki elektryczne czy też generatory. Obecnie w wielu krajach prowadzone są zaawansowane badania z zakresu technologii produkcji taśm oraz ich maksymalnego wykorzystania w urządzeniach [1–4].

W nadprzewodnikowych ogranicznikach prądu zwarciovego pracujących w temperaturze kriogenicznej wymagane jest wykonanie odpowiednich połączeń taśm nadprzewodnikowych HTS do przepustów prądowych i wewnątrz uzwojenia pomiędzy taśmami HTS.

*⁽¹⁾rafal.kwoka@pollub.edu.pl, Instytut Elektrotechniki i Elektrotechnologii, Wydział Elektrotechniki i Informatyki, Politechnika Lubelska

⁽²⁾j.kozak@iel.waw.pl, Pracownia Technologii Nadprzewodnikowych, Zakład Wielkich Mocy, Instytut Elektrotechniki

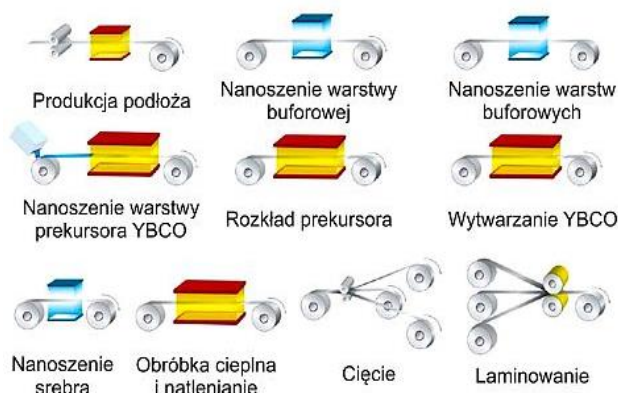
⁽³⁾m.majka@pollub.pl, Instytut Elektrotechniki i Elektrotechnologii, Wydział Elektrotechniki i Informatyki, Politechnika Lubelska

W pracy opisano sposób przygotowania lutowanych próbek taśm HTS 2G (SF12050) do badań. Przeprowadzono pomiary rezystancji połączeń taśm nadprzewodnikowych HTS 2G oraz zaprezentowano otrzymane wyniki.

2. Taśmy nadprzewodnikowe HTS 2G

Taśmy nadprzewodnikowe drugiej generacji wykonane są w technologii cienkowarstwowej. Składają się z szeregu warstw spośród których można wyróżnić: warstwę podłoża, warstwę stabilizatora, warstwy buforowe i warstwę nadprzewodnika.

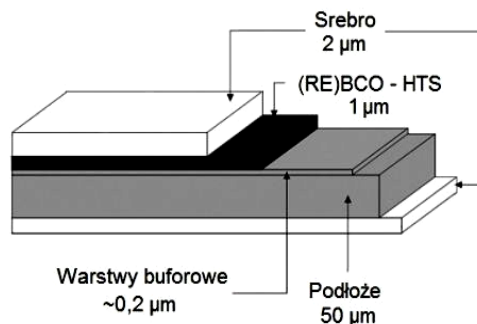
W procesie produkcji taśm nadprzewodnikowych drugiej generacji 2G, na podłoże metalowe nanoszone są warstwy buforowe, a następnie warstwa odpowiedniego prekursora nadprzewodnika, z którego po obróbce cieplnej w atmosferze tlenowej tworzy się nadprzewodnik (rysunek 1). Na warstwę nadprzewodnika nanoszona jest warstwa srebra, a następnie taśma jest cięta na węższe taśmy oraz laminowana w zależności od typu taśmy [5–6, 9, 11].



Rys. 1. Proces produkcji taśmy nadprzewodnikowej drugiej generacji

Źródło: Opracowanie własne przy wykorzystaniu materiałów informacyjnych firmy American Superconductor: <http://www.amsc.com>

Strukturę taśmy nadprzewodnikowej drugiej generacji 2G produkcji SuperPower przedstawiano na rysunku 2. Obecnie produkowane są taśmy nadprzewodnikowe HTS 2G bez stabilizatora i ze stabilizatorem miedzanym o szerokościach od 2 mm do 12 mm, grubościach podłoża 50 μm i 100 μm z warstwą srebra od 2 μm do 4,5 μm [6, 10].



Rys. 2. Struktura taśmy nadprzewodnikowej HTS 2G bez stabilizatora miedzanego

Źródło: Opracowanie własne przy wykorzystaniu materiałów informacyjnych firmy SuperPower: <http://www.superpower-inc.com>

Podstawowe parametry taśm nadprzewodnikowych HTS 2G typu SF produkowanych przez firmę SuperPower przedstawiono w tabeli 1.

Tabela 5. Parametry ogólne taśm SF12050 i SF12100

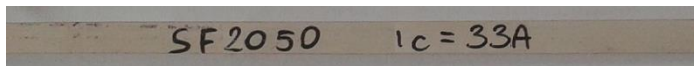
Taśma HTS 2G	SF12050	SF12100
Szerokość	12 mm	12 mm
Długość (odcinkowa)	Do 600 m	Do 300 m
Całkowita grubość taśmy	55 μm	105 μm
Grubość warstwy srebra	1 – 4,5 μm	1 – 4,5 μm
Grubość podłoża	50 μm	100 μm
Granica plastyczności	1200 MPa	650 MPa
Minimalna średnica gięcia	11 mm	25 mm
Materiał podłoża	C276	C276
Prąd krytyczny I_C (77,4 K)	> 300 A	> 300 A
Temperatura krytyczna T_C	~92 K	~92 K

Źródło: Opracowanie własne przy wykorzystaniu materiałów informacyjnych firmy SuperPower: <http://www.superpower-inc.com>

2.1. Zastosowania taśm HTS 2G

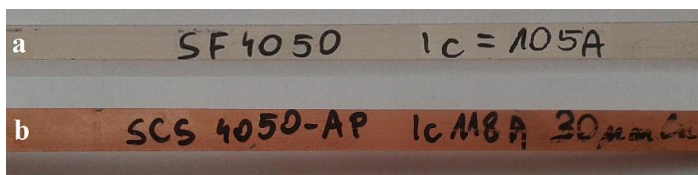
Taśmy nadprzewodnikowe HTS 2G są wykorzystywane w takich urządzeniach w których wymienia się tradycyjne przewodniki na odpowiedniki nadprzewodzące. Zaliczamy do nich: kable, transformatory czy silniki oraz urządzenia, które nie mają odpowiedników w postaci konwencjonalnych

przewodników. Drugą grupą urządzeń, w których taśmy nadprzewodnikowe HTS 2G znajdują zastosowanie to m.in.: elektromagnesy nadprzewodnikowe, nadprzewodnikowe ograniczniki prądu zwarciovego SFCL, generatory [2, 4–5]. Wszystkie rodzaje taśm HTS 2G ze stabilizatorem miedziowym i bez stabilizatora miedziowego dostępne są o szerokościach 2 mm (rysunek 3), 3 mm, 4 mm (rysunek 4), 6 mm i 12 mm (rysunek 5).



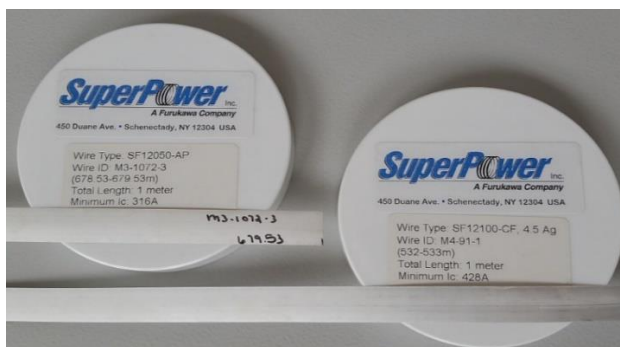
Rys. 3. Taśmy nadprzewodnikowe HTS 2G firmy SuperPower bez stabilizatora miedziowego SF2050 o szerokości 2mm

Źródło: Opracowanie własne przy wykorzystaniu zasobów materiałowych Instytutu Elektrotechniki



**Rys. 4. Taśmy nadprzewodnikowe HTS 2G firmy SuperPower o szerokości 4mm
a) bez stabilizatora miedziowego SF4050, b) ze stabilizatorem miedziowym SCS4050**

Źródło: Opracowanie własne przy wykorzystaniu zasobów materiałowych Instytutu Elektrotechniki

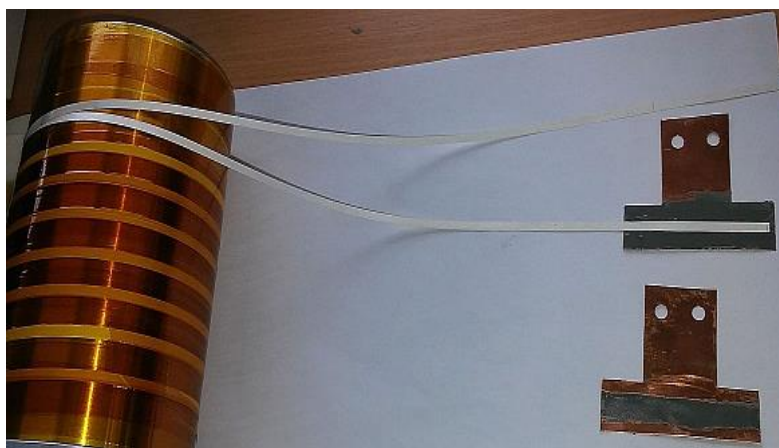


Rys. 5. Taśmy nadprzewodnikowe HTS 2G firmy SuperPower bez stabilizatora miedziowego SF12050-AP i SF 12100-CF

Źródło: Opracowanie własne przy wykorzystaniu zasobów materiałowych Instytutu Elektrotechniki

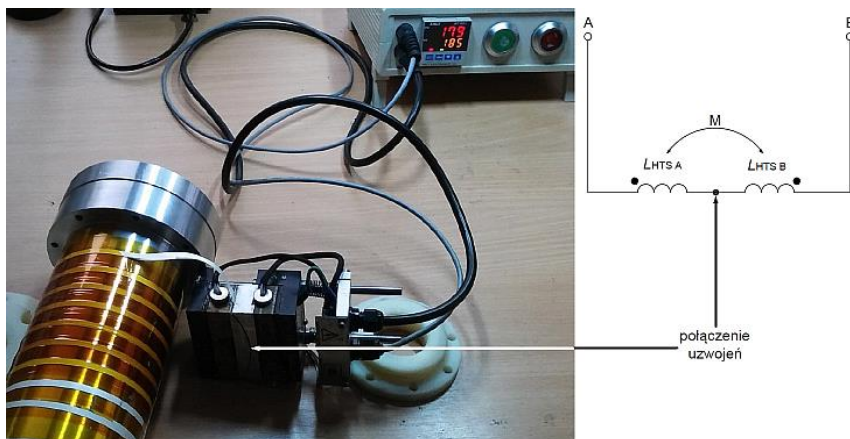
3. Lutowanie taśm nadprzewodnikowych

Łączenie taśm nadprzewodnikowych jest niezbędną czynnością do wykonania w każdym urządzeniu nadprzewodnikowym. W nadprzewodnikowych ogranicznikach prądów zwarciovych konieczne jest wykonanie połączenia taśmy nadprzewodnikowej z miedzianymi przepustami prądowymi, bardzo często zachodzi również konieczność wykonania połączenia lutowanego o niskiej rezystancji między cewkami występującymi w urządzeniu. Jakość wykonanych połączeń taśm jest bardzo istotna dla poprawnego funkcjonowania urządzenia. W niepoprawnie wykonanym połączeniu lutowanym występują stałe straty Joule'a, które mogą spowodować lokalne podgrzanie nadprzewodnika powyżej jego temperatury krytycznej, wyjście ze stanu nadprzewodzenia, co z kolei może doprowadzić do wydzielania się dużej energii w tym miejscu i trwałego uszkodzenia taśmy nadprzewodnikowej. Wadliwe połączenie taśmy HTS z miedzianym przepustem prądowym może być przyczyną awarii całego urządzenia. Występowanie strat na połączeniach lutowanych w urządzeniu nadprzewodnikowym powoduje również konieczność zastosowania wydajniejszego układu chłodzenia.



Rys. 6. Przygotowanie elementów, miedzianych końcówek i końców uzwojeń nadprzewodnikowego ogranicznika prądu zwarciovego do lutowania

Źródło: Opracowanie własne



Rys. 7. Lutowanie końcówek dwóch uzwojeń nadprzewodnikowego ogranicznika prądu zwarciovego typu rezystancyjnego

Źródło: Opracowanie własne

Przedstawiony na rysunku 7 nadprzewodnikowy ogranicznik prądu zwarciovego typu rezystancyjnego z uzwojeniami przeciwsobnymi został wykonany z taśmy nadprzewodnikowej drugiej generacji SF4050 firmy SuperPower. W ograniczniku konieczne było wykonanie lutowanego połączenia dwóch uzwojeń HTS między sobą oraz dwóch połączeń lutowanych taśmy HTS z miedzianymi końcówkami. Na rysunku 6 przedstawiono przygotowane miedziane końcówki pokryte pastą lutowniczą przed procesem lutowania z końcówkami uzwojeń nadprzewodnikowych ogranicznika. Rysunek 7 przedstawia proces lutowania uzwojeń nadprzewodnikowego ogranicznika prądu zwarciovego typu rezystancyjnego z wykorzystaniem stacji lutowniczej i stopu Sn62Pb36Ag2.

W procesie łączenia taśm nadprzewodnikowych HTS drugiej generacji 2G wykorzystywane są odpowiednie lutownice i stopy do lutowania. Taśmy nadprzewodnikowe drugiej generacji 2G, należy łączyć przez lutowanie zgodnie z wytycznymi i zaleceniami producenta taśm. Producenci taśm określają maksymalną temperaturę podczas lutowania, dopuszczalny czas lutowania, minimalną zakładkę w przypadku łączenia dwóch odcinków taśmy oraz minimalny promień gięcia taśmy [7–10]. Niezastosowanie się do zaleceń producentów taśm może prowadzić do degradacji taśmy nadprzewodnikowej, zmniejszenia wartości prądu krytycznego taśmy nadprzewodnikowej w miejscu połączenia, a nawet spowodować trwałe jej uszkodzenie.

Producent taśm firma SuperPower oferuje taśmy nadprzewodnikowe ze stabilizatorem miedzianym i bez stabilizatora miedzianego o szerokościach 2 mm, 3 mm, 4 mm, 6 mm i 12 mm. Producent zaleca, aby maksymalna temperatura podczas lutowania taśm nie przekraczała 240 °C, a do wykonania

prawidłowego połączenia o małej rezystancji zaleca zakładkę o długości od 25 mm do 200 mm [10]. Przekroczenie maksymalnej temperatury lutowania taśmy nadprzewodnikowej podanej przez producenta najczęściej powoduje nieodwracalne uszkodzenie cienkiej warstwy srebra pokrywającej taśmę nadprzewodnikową. Lutowanie taśm nadprzewodnikowych musi być wykonywane z pełną kontrolą temperatury. Podczas lutowania należy używać możliwie najniższej temperatury lutowania i możliwie najkrótszego czasu do wykonania prawidłowego połączenia lutowanego. Ze względu na punktowe podgrzewanie taśmy nadprzewodnikowej podczas lutowania oraz brak precyzyjnej kontroli temperatury nie zalecane jest lutowanie taśm nadprzewodnikowej przy użyciu standardowej lutownicy transformatorowej czy gazowej.



Rys. 8. Stacja lutująca taśm nadprzewodnikowych

Źródło: Opracowanie własne przy wykorzystaniu zasobów materiałowych Instytutu Elektrotechniki

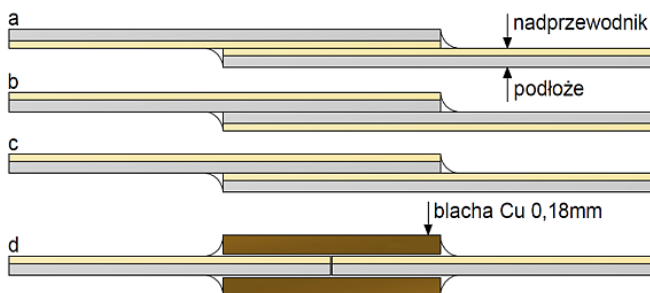
Na rysunku 8 przedstawiono zaprojektowaną i wykonaną w Pracowni Technologii Nadprzewodnikowych Instytutu Elektrotechniki stację lutującą, służącą do wykonywania połączeń lutowanych taśm nadprzewodnikowych pierwszej i drugiej generacji, umożliwia również wykonywanie połączeń lutowanych taśmy nadprzewodnikowej z miedzianymi doprowadzeniami prądowymi. Stacja lutująca składa się z lutownicy oraz stacji bazowej z regulatorem temperatury. Lutownica składa się z dwóch aluminiowych bloków grzewczych z umieszczonymi wewnątrz grzałkami ceramicznymi o mocy 100 W. Pomiar temperatury bloków grzewczych wykonywany jest czujnikiem

temperatury PT-100, który umieszczony jest w górnym bloku grzewczym. Dolny blok grzewczy ma wykonany rowek o szerokości 12,5 mm, umożliwiając precyzyjne równoległe ułożenie lutowanych taśm nadprzewodnikowych. Lutownica wyposażona jest w wentylator chłodzący, który przyspiesza proces chłodzenia bloków grzewczych po każdorazowym wykonaniu połączenia lutowanego. Praca lutownicy jest sterowana przez regulator temperatury oraz układ przekaźników umieszczony w stacji bazowej [7–8]. Lutownica umożliwia lutowanie taśm nadprzewodnikowych o szerokości do 12 mm z zakładką do 70 mm.

4. Przygotowanie lutowanych próbek taśmy HTS 2G do pomiarów rezystancji taśmy

Taśmy nadprzewodnikowe drugiej generacji ze względu na niesymetryczną budowę wewnętrzną (warstwa podłoża o dużej rezystywności z jednej strony, a nadprzewodnik z drugiej strony) mogą być zlutowane ze sobą na kilka różnych sposobów. Najczęstszym sposobem lutowania jest połączenie lutowane na zakładkę. Na rysunku 9a–9c przedstawiano 3 możliwe sposoby wykonania takiego połączenia różniące się ustawieniem przylegających do siebie warstw. W połączeniu typu a – taśmy nadprzewodnikowe lutowane są warstwami nadprzewodnika do siebie, w połączeniu typu b – taśmy są lutowane warstwami podłoża do siebie, natomiast w połączeniu typu c warstwa nadprzewodnika jednej taśmy HTS jest zlutowana z warstwą podłoża drugiej taśmy HTS. W połączeniu lutowanym typu d dwie taśmy nadprzewodnikowe zostały są zlutowane ze sobą z wykorzystaniem dwóch mostków z blachy miedzianej o grubości 0,18 mm.

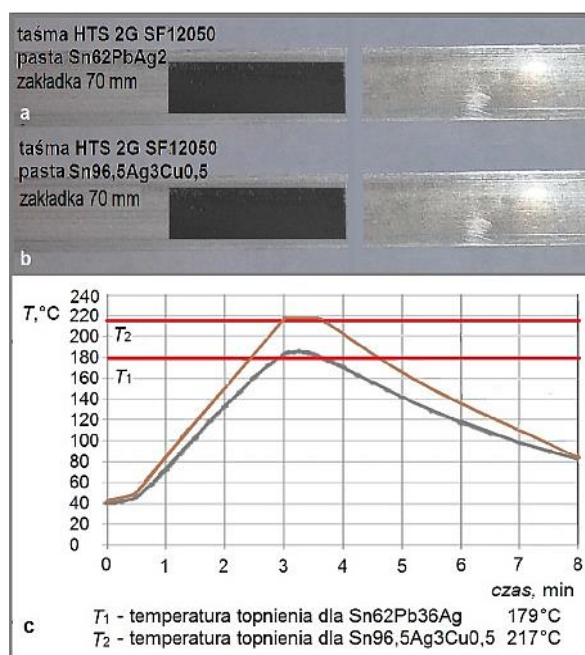
Najniższą wartość rezystancji połączenia lutowanego ma połączenie typu a, połączenie tego typu wymaga jednak odwrócenia jednej z taśm nadprzewodnikowych, tak aby warstwy nadprzewodnika zwrócone były ku sobie, co w praktycznych urządzeniach nie zawsze jest możliwe.



Rys. 9. Konfiguracje łączenia taśm nadprzewodnikowych HTS 2G SF12050

Źródło: Opracowanie własne

Na rysunku 9 zostały zaprezentowane odcinki taśmy nadprzewodnikowej SF12050 przygotowane do lutowania z naniesioną pastą lutowniczą. Do lutowania taśm nadprzewodnikowych na zakładkę wykorzystano dwa rodzaje stopów do lutowania o składzie Sn62Pb36Ag2 (rysunek 10a) i Sn96,5Ag3Cu0,5 (rysunek 10b). Przebieg procesu lutowania dla taśm SF12050 składa się z trzech faz (rysunek 10c). W pierwszej fazie bloki grzewcze podgrzewane są (około trzech minut) do temperatury topienia stopu Sn62Pb36Ag2 do 179°C , przez kolejne 45 sekund temperatura bloków grzewczych rośnie do 185°C , a następnie grzanie jest wyłączone, a bloki grzewcze są chłodzone wymuszonym przepływem powietrza. W identyczny sposób przeprowadzono lutowanie taśm nadprzewodnikowych przy użyciu stopu Sn96,5Ag3Cu0,5 . Temperatura topnienia wynosiła 217°C , a temperatura bloków grzewczych wzrastała do 219°C . Temperatura topienia użytych stopów lutowniczych jest mniejsza od maksymalnej temperatury lutowania podawanej przez producenta taśmy.



Rys. 10. Lutowanie taśmy HTS 2G SF12050: a) stopem Sn62Pb36Ag2 , b) stopem Sn96,5Ag3Cu0,5 , c) przebieg temperatury podczas procesu lutowania taśm nadprzewodnikowych

Źródło: Opracowanie własne przy wykorzystaniu zasobów materiałowych Instytutu Elektrotechniki

Rysunek 11 przedstawia próbki do badań – taśmy nadprzewodnikowe połączone na cztery różne sposoby (rysunek 11a–11d), poszczególne połączenia zostały wykonane zgodnie z konfiguracjami przedstawionymi na rysunku 9.

Pomiary rezystancji próbek zostały wykonane w temperaturze pokojowej 293 K i w temperaturze wrzenia ciekłego azotu 77,4 K. Zmierzona wartość rezystancji próbek 11a–11d została porównana z wartością rezystancji taśmy nadprzewodnikowej bez połączeń lutowanych – rysunek 11e.

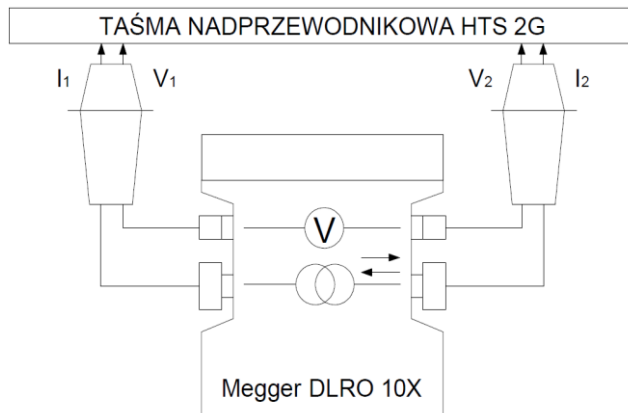


Rys. 11. (a-d) Połączenia lutowane dwóch odcinków taśm HTS 2G SF12050, (e) taśma HTS 2G SF12050 bez połączenia, dla których wykonano badania eksperymentalne

Źródło: Opracowanie własne przy wykorzystaniu zasobów materiałowych Instytutu Elektrotechniki

5. Pomiar rezystancji połączeń taśm nadprzewodnikowych HTS 2G

W pracy zaprezentowano pomiary rezystancji dla czterech różnych połączeń taśm nadprzewodnikowych oraz taśmy bez połączenia lutowanego. Połączenia taśm nadprzewodnikowych wykonano dwoma stopami Sn62Pb36Ag2 oraz Sn96,5Ag3Cu0,5 dla dwóch różnych długości zakładki, które wynosiły 50 mm i 70 mm. Badania rezystancji połączeń taśm HTS przeprowadzono w dwóch temperaturach: pokojowej 293 K oraz temperaturze wrzenia ciekłego azotu 77,4 K przy zastosowaniu układu pomiarowego przedstawionego na rysunku 12.



Rys. 12. Schemat pomiarowy

Źródło: Opracowanie własne

Rysunek 13 przedstawia sposób wykonywania pomiaru rezystancji połączenia taśmy nadprzewodnikowej drugiej generacji SF12050 w temperaturze pokojowej 293 K. Pomiar wykonano omomierzem do pomiaru małych rezystancji Megger DLRO10X z wykorzystaniem specjalnie wykonanego uchwytu zawierającego wyprowadzenia prądowe I_1 , I_2 i napięciowe V_1 , V_2 . Odległość pomiędzy wyprowadzeniami napięciowymi wynosiła 200 mm.

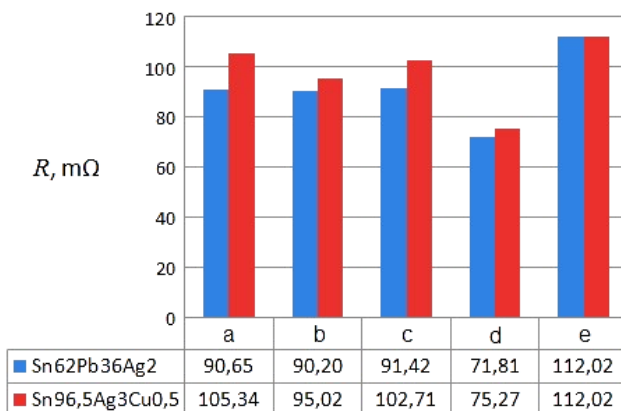


Rys. 13. Pomiar rezystancji połączeń taśm nadprzewodnikowych w temperaturze pokojowej 293 K

Źródło: Opracowanie własne

Omierz małych rezystancji Megger DLRO10X umożliwia automatyczne wykonanie pomiaru rezystancji metodą czteroprzewodową w zakresie od $0,1 \mu\Omega$ do 2000Ω . Omierz wykonuje dwa następujące po sobie pomiary z automatycznym odwróceniem polaryzacji wewnętrznego źródła prądowego, w celu wyeliminowania wpływu zjawiska Seebecka na końcowy wynik pomiaru rezystancji.

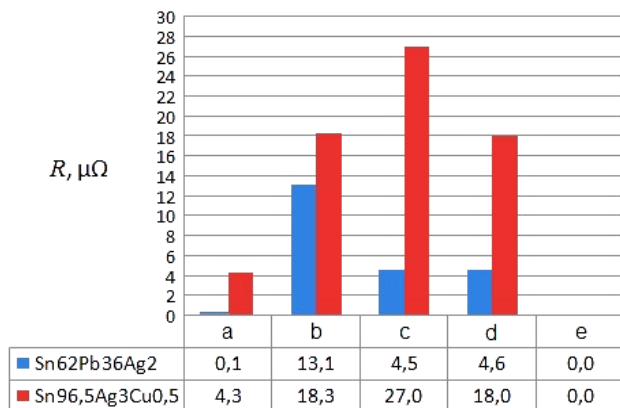
Na wykresach 1 i 2 przedstawiono zestawione wyniki pomiarów rezystancji połączeń taśm HTS 2G dla zakładki o długości 70 mm.



Wykres 1. Rezystancja połączeń taśm HTS 2G przy zakładce 70 mm w temperaturze pokojowej 293 K

Źródło: Opracowanie własne

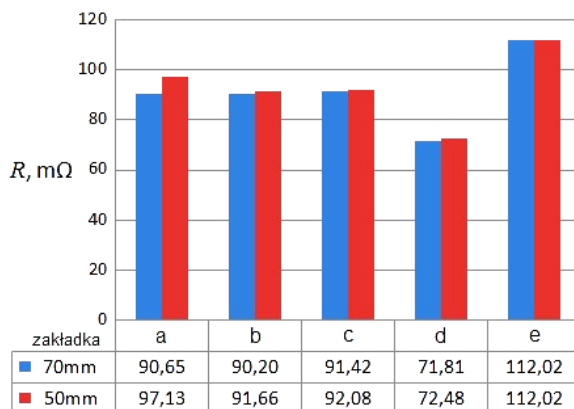
Wartości rezystancji połączeń taśm HTS 2G w temperaturze pokojowej 293 K są mniejsze dla połączeń wykonanych stopem Sn62Pb36Ag2. Najniższą wartość rezystancji 71,81 mΩ uzyskano dla połączenia typu d, czyli połączenia lutowanego dwóch taśm nadprzewodnikowych dwoma mostkami wykonanymi z blachy miedzianej. Taki wynik jest spowodowany dużą wartością rezystancji taśmy nadprzewodnikowej w temperaturze pokojowej – wykres 1e.



Wykres 2. Rezystancja połączeń taśm HTS 2G przy zakładce 70 mm w temperaturze wrzenia ciekłego azotu 77,4 K

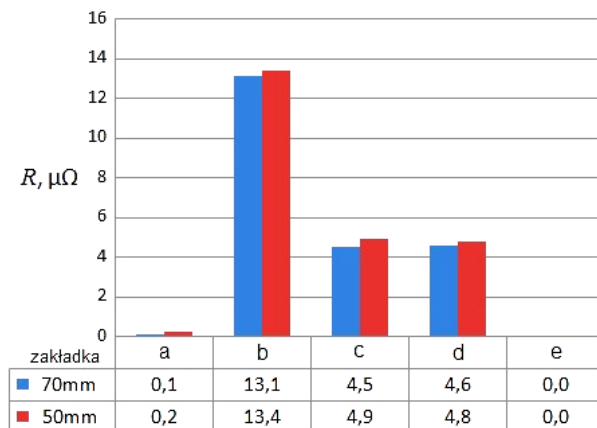
Źródło: Opracowanie własne

Wyniki pomiarów rezystancji próbek przeprowadzonych w temperaturze wrzenia ciekłego azotu 77,4 K, dla zakładki o długości 70 mm, podobnie jak w temperaturze pokojowej, niższe wartości rezystancji uzyskano dla połączeń lutowanych wykonanych z wykorzystaniem stopu Sn62Pb36Ag2. Najniższą wartość rezystancji uzyskano dla połączenia na zakładkę typu a w której taśmy nadprzewodnikowe zlutowane są warstwami nadprzewodnika do siebie. Rezystancja taśmy nadprzewodnikowej bez połączenia lutowanego (wykres 2e) była niemierzalnie mała.



Wykres 3. Rezystancja połączeń taśm HTS 2G wykonanych stopem Sn62Pb36Ag2 w temperaturze pokojowej 293 K

Źródło: Opracowanie własne



Wykres 4. Rezystancja połączeń taśm HTS 2G wykonanych stopem Sn62Pb36Ag2 w temperaturze 77,4 K

Źródło: Opracowanie własne

Na wykresach 3 i 4 porównano wartości rezystancji połączeń taśm HTS 2G dla dwóch długości zakładki 50 mm i 70 mm. Do połączenia taśm wykorzystano pastę lutującą Sn62Pb36Ag2.

Z badań połączeń lutowanych wynika, że wartości rezystancji połączeń taśm HTS 2G w temperaturze pokojowej 293 K i temperaturze wrzenia ciekłego azotu 77,4 K są mniejsze dla zakładki o długości 70 mm. Najkorzystniejszym połączeniem okazała się konfiguracja d – połączenie dwóch taśm z wykorzystaniem dwóch mostków z blachy miedzianej. Połączenie osiągnęło wartość 71,81 mΩ. W przypadku pomiarów rezystancji połączeń taśm HTS 2G przeprowadzonych w temperaturze wrzenia ciekłego azotu 77,4 K, przy zastosowaniu stopu Sn62Pb36Ag2, mniejsze wartości rezystancji ma połączenie z zakładką 70 mm. Najkorzystniejszym połączeniem okazała się konfiguracja na zakładkę a – taśmy są połączone warstwami nadprzewodnika osiągając wartość 0,1 μΩ. Rezystancja połączeń dla konfiguracji e – odcinek taśmy nadprzewodnikowej, w temperaturze wrzenia ciekłego azotu 77,4 K wyniosła 0 Ω.

6. Wnioski

Połączenia taśm nadprzewodnikowych HTS 2G występują w każdym urządzeniu nadprzewodnikowym, dlatego niezbędne jest opracowanie poprawnej metody wykonywania połączeń lutowanych o niskiej rezystancji. Po wykonaniu połączeń lutowanych należy sprawdzić rezystancję połączenia taśm.

W pracy zaprezentowano wyniki przeprowadzonych pomiarów rezystancji połączeń lutowanych dla czterech różnych sposobów wykonania połączenia,

dla zakładki o długości 50 mm i 70 mm, zbadano również wpływ zastosowanego stopu (Sn62Pb36Ag2 i Sn96,5Ag3Cu0,5) na rezystancję połączenia taśm. Pomiar rezystancji połączeń przeprowadzono w dwóch temperaturach: pokojowej 293 K i wrzenia ciekłego azotu 77,4 K.

Z badań połączeń lutowanych taśm nadprzewodnikowych wynika, że połączenia nie wpływają znacząco na wartość prądu krytycznego I_c , ponieważ wartość rezystancji połączeń lutowanych jest stosunkowo mała. Uzyskane wartości rezystancji połączeń lutowanych są wystarczająco małe do praktycznego wykorzystania w nadprzewodnikowych ogranicznikach prądu zwarcowego. Najlepszym rozwiązaniem spośród badanych jest połączenie na zakładkę typu a w którym taśmy nadprzewodnikowe są skierowane warstwą nadprzewodnika do siebie, długość zakładki wynosiła 70 mm, a połączenie wykonano stopem Sn62Pb36Ag2 . Rezystancja dla tego połączenia wynosiła $0,1 \mu\Omega$.

Literatura

1. Cyrot M., Pavuna D., *Wstęp do nadprzewodnictwa. Nadprzewodniki wysokotemperaturowe*, Warszawa, PWN, 1996.
2. Janowski T., Stryczewska H. D., Kozak S., Malinowski H., Wojtasiewicz G., Surdacki P., Kondratowicz-Kucewicz B., Kozak J., *Nadprzewodnikowe ograniczniki prądu*, LIBER, Lublin, 2002.
3. Czerwiński D., *Dynamika zmian cieplnych w cienkowarstwowych taśmach HTS w stanach przejściowych*, Zeszyty Naukowe Politechniki Łódzkiej 1169, Elektryka, 2013.
4. Majka M., Kozak S., *Zastosowanie taśm I i II generacji do budowy nadprzewodnikowych ograniczników prądu*, Przegląd Elektrotechniczny, 5(85), 183–185, 2009.
5. Kozak J., Majka M., Janowski T., Kozak S., Wojtasiewicz G., Kondratowicz-Kucewicz B., *Tests and performance analysis of coreless inductive HTS fault current limiters*, IEEE Transactions on Applied Superconductivity 3(21), 1303–1306, 2011.
6. Kozak J., Majka M., Kwoka R., *Badania taśm nadprzewodnikowych (2G HTS) bez stabilizatora*, Przegląd Elektrotechniczny 93 (3), 185–188, 2017.
7. Kozak J., Majka M., *Technologia łączenia taśm HTS 2G w uzwojeniach nadprzewodnikowych urządzeń elektrycznych*, Przegląd Elektrotechniczny 90(3), 157–160, 2014.
8. Kozak J., *Głowica grzejna lutownicy taśm, zwłaszcza taśm nadprzewodnikowych*, Zgłoszenie patentowe P.400536, 28.08.2012.
9. Baldan C.A., Oliveira U.R., Shigue C.Y., Filho E.R., *Evaluation of Electrical Properties of Lap Joints for BSCCO and YBCO Tapes*, IEEE Trans. Appl. Supercond., 19 (3), 2831–2834, 2009.
10. Materiały informacyjne firmy SuperPower®2G HTS Wire Specifications, www.superpower-inc.com, 2017.
11. Materiały informacyjne firmy American Superconductor. www.amsc.com, 2017.