e-WYDANIE SPECJALNE

FIZYKA
w Szkole z Astronomią

ISSN 0426-3383
NR 1/2026
Cena 25 zł (w tym 8% VAT)

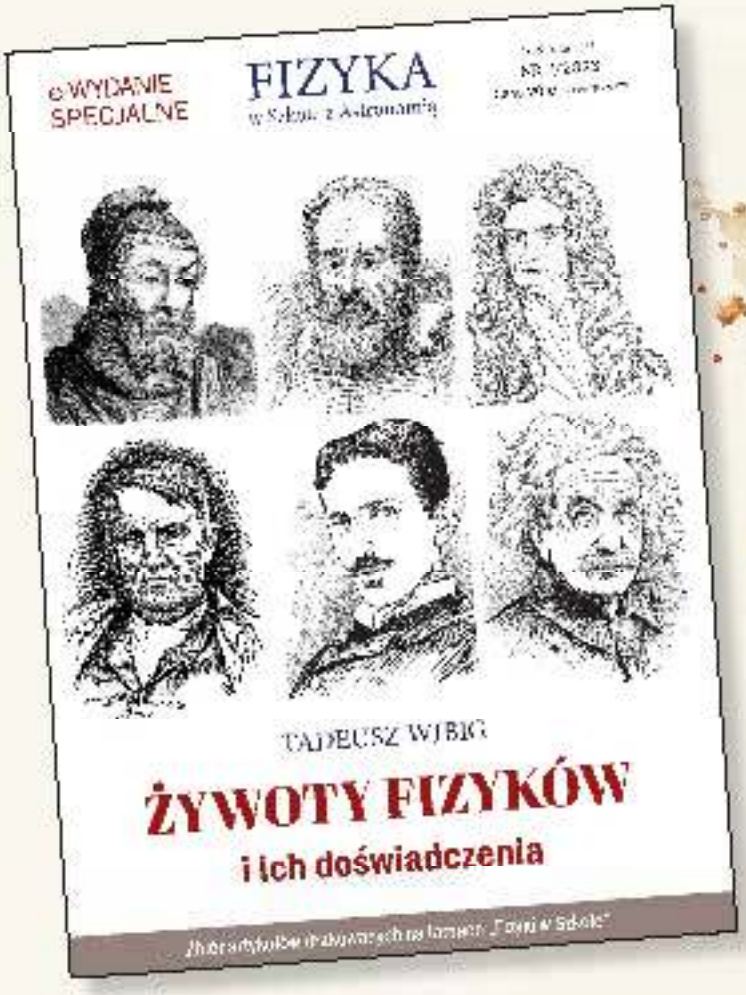
Fizyka w medycynie

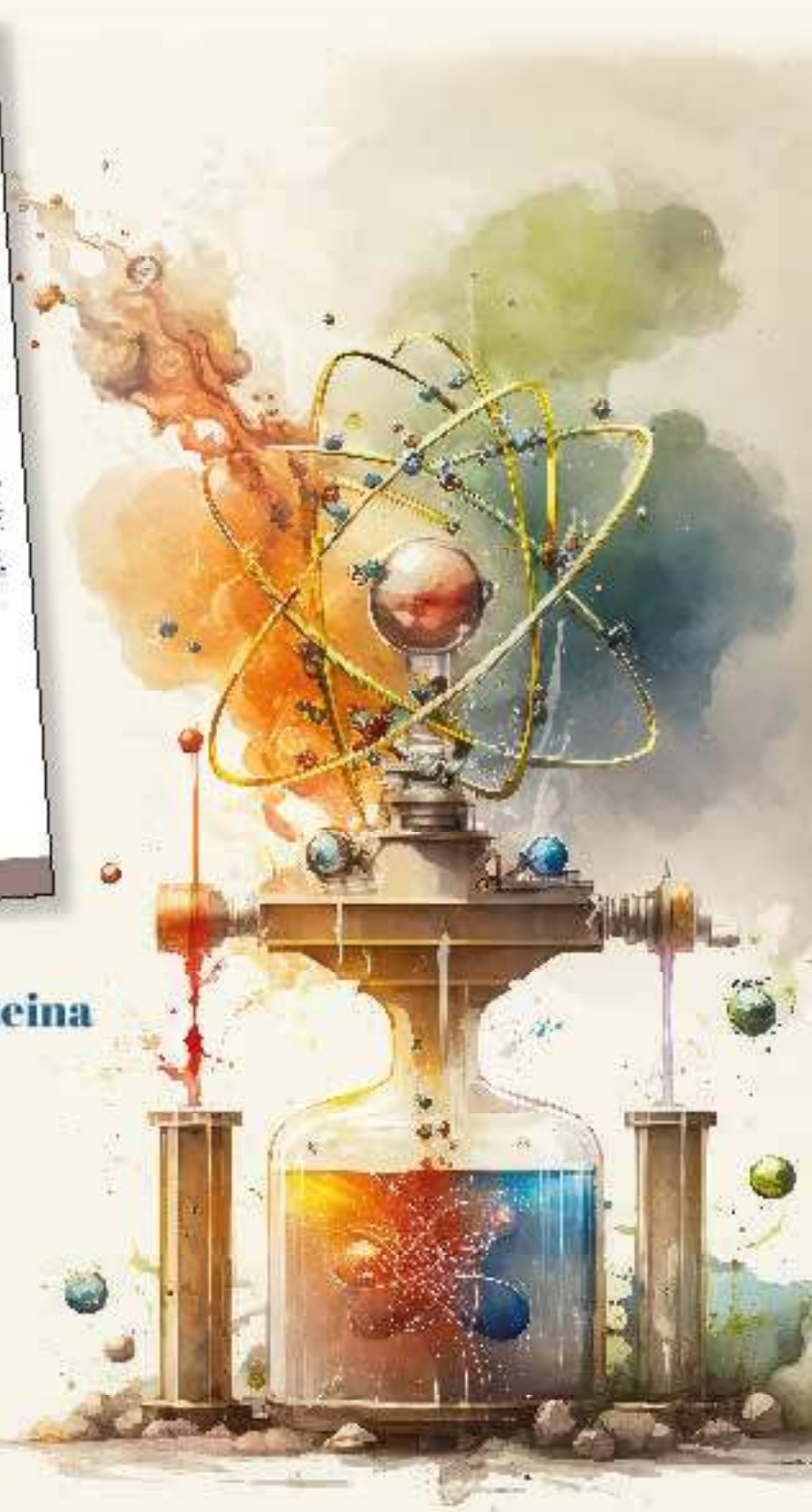
dr Tomasz Kubiak

Wybór artykułów drukowanych na łamach „Fizyki w Szkole”

eprasa.pl 0f0379b44b

Wielcy fizycy
i ich doświadczenia





- ✓ Od Archimedesa po Einsteina
- ✓ Najważniejsze odkrycia
- ✓ 27 wybitnych postaci

Cena 20 zł
(w tym 8% VAT)

WYDANIE SPECJALNE *FIZYKI W SZKOLE* W WERSJI ELEKTRONICZNEJ – PLIK PDF

Szczegóły i formularz zamówienia na www.aspress.com.pl/wydania-specjalne/

Szanowni Czytelnicy!

W tym wydaniu pokazujemy fizykę, z którą każdy miał, ma lub będzie miał do czynienia. To truizm, ale z fizyką mamy do czynienia od pierwszych dni naszego życia, od kontaktu ze stetoskopem, termometrem, strzykawką podczas pierwszego szczepienia etc. Medycyna, jak wiele dziedzin życia skorzystała z postępu nauki, z wykorzystania jej zdobyczy w praktyce. Często nie zdajemy sobie sprawy, że za takimi prostymi czynnościami, jak choćby pomiar ciśnienia tętniczego, kryją się podstawowe prawa fizyki.
Nikomu nie życzymy częstych wizyt w przychodniach i pobytu w szpitalach, ale gdy już znajdziemy się pod opieką lekarzy specjalistów, bez trudu zauważymy, ile nowoczesnego sprzętu wspomaga dziś pracę lekarzy na każdym etapie leczenia pacjenta, począwszy na stawianiu diagnozy, wykonywaniu badań, a na rehabilitacji kończąc.
Dr Tomasz Kubiak w 11 artykułach przedstawia najważniejsze zagadnienia związane z wykorzystaniem wiedzy z fizyki, połączenie jej z techniką i technologią i zastosowaniem w medycynie. Nie jest łatwo dokonać wyboru, mając świadomość, że mamy blisko 90 specjalizacji lekarskich. Dr Kubiak wybrał takie, z którymi prawdopodobnie spotkamy się w życiu najczęściej.
To wydanie polecam gorąco wszystkim, którzy interesują się fizyką, medycyną i nie wierzą w pseudonaukowe teorie.

Wydawca Józef Szewczyk

O AUTORZE

dr Tomasz Kubiak - adiunkt na Wydziale Fizyki i Astronomii Uniwersytetu im. Adama Mickiewicza w Poznaniu, biofizyk, fizyk medyczny, wykładowca oraz popularyzator nauki. Zajmuje się m.in. projektowaniem i wytwarzaniem systemów dostarczania leków opartych na nanocząstkach i mikrokapsułkach. Swoje umiejętności doskonalił w renomowanych ośrodkach naukowych w Szwajcarii (CERN), Niemczech (Max-Planck-Institut in Mülheim an der Ruhr, GSI Darmstadt, Forschungszentrum Jülich, Freie Universität Berlin, Universität Potsdam), Włoszech (Università degli Studi di Genova), Francji (Institut de Physique de Rennes) oraz na Słowacji (uniwersytety w Koszycach i Żylinie). W dorobku zawodowym posiada ponad 80 publikacji badawczych, dydaktycznych i popularyzatorskich, kilkadziesiąt recenzji prac naukowych oraz wiele referatów wygłoszonych na prestiżowych konferencjach międzynarodowych i krajowych. Otrzymał liczne granty i wyróżnienia, w tym Nagrodę Polskiego Towarzystwa Fizycznego za najlepszy artykuł popularnonaukowy za rok 2025, wręczoną podczas 49. Zjazdu Fizyków Polskich w Katowicach.

Spis treści

4 Fizyka w medycynie XXI wieku
Rozpoznawanie chorób i wykrywanie urazów ciała człowieka nie byłoby możliwe bez metod fizycznych, wykorzystujących różne zakresy promieniowania elektromagnetycznego, począwszy od gamma i rentgenowskiego aż do fal radiowych.

14 Fizyka u internisty
Wizyty w gabinecie lekarza chorób wewnętrznych, czyli popularnego internisty, zazwyczaj nikt nie łączy z fizyką...

18 Fizyka u okulisty
Zmysł wzroku dostarcza nam około 80% informacji ze środowiska zewnętrznego. Jeśli zatem widzimy prawidłowo, możemy w pełni sprawnie funkcjonować w otaczającym nas świecie.

30 Fizyka u kardiologa
Do wykrywania i leczenia schorzeń kardiologicznych współcześnie wykorzystywana jest skomplikowana aparatura medyczna, a sam opis funkcjonowania układu krwionośnego łączy w sobie aspekty elektryczne, mechaniczne, termodynamiczne oraz hydrauliczne.

40 Fizyka u pulmonologa
Niewiele osób zdaje sobie sprawę, że ten dział medycyny, zajmujący się rozpoznawaniem i leczeniem chorób układu oddechowego, jest ściśle powiązany z fizyką.

50 Fizyka u onkologa
Współczesna onkologia nie istniałaby bez zastosowania metod fizycznych, które stanowią fundament zarówno diagnostyki, jak i leczenia nowotworów.

58 Termografia w praktyce
Fizyczne metody diagnostyki medycznej bazują przede wszystkim na wykorzystaniu promieniowania elektromagnetycznego o różnych długościach fali.

64 Od spektroskopii do obrazowania
Magnetyczny rezonans w pigułce
Spektroskopia jądrowego rezonansu magnetycznego to jedna z najpopularniejszych metod badawczych wykorzystywanych we współczesnej fizyce, biofizyce, chemii, biochemii oraz biologii molekularnej.

74 Od światłolecznictwa do elektroterapii
Podstawy wybranych metod fizykoterapii
Metody przyrodolecznictwa dały początek wielu działom dzisiejszej fizjoterapii, jak fototerapia, laseroterapia czy elektroterapia.

82 Od ultrasonoterapii do termoterapii
Wykorzystanie czynników fizykalnych w lecznictwie i rehabilitacji
Dzięki wykorzystaniu różnych rodzajów energii możliwe jest wywołanie pożądanych reakcji fizjologicznych oraz uaktywnienie naturalnych mechanizmów obronnych organizmu.

90 Od nanocząsteczek do mikrokapsułek
Fizyczne rewolucje w medycynie
Nanotechnologia coraz śmielej wkracza w nasze codzienne życie, dostarczając rozwiązań mogących zrewolucjonizować różne jego aspekty, przede wszystkim ochronę zdrowia.

Wydawca Agencja AS Józef Szewczyk, ul. Warchałowskiego 2/28, 02-776 Warszawa Tel. 606 201 244. Mail: szewczyk24@gmail.com
Skład i łamanie: ScanSystem.pl Ewa Szelatyńska. Opracowanie końcowe: Agencja AS
Fotografie na okładce: Dreamstiome, Fotolia, Fotografie i ilustracjepochodzą z następujących źródeł:
Autor, Dreamstime, Adobe Stock, Fotolia, Agencja AS, NASA, Wikimedia Commons, Wikipedia

eprasa.pl 0f0379b44b

Foto – T. Kubiak

Fizyka w medycynie XXI wieku

Medycyna XXI wieku opiera się na skutecznej diagnostyce i terapii. Rozpoznawanie chorób i wykrywanie urazów ciała człowieka nie byłoby jednak możliwe bez metod fizycznych, wykorzystujących różne zakresy promieniowania elektromagnetycznego, począwszy od gamma i rentgenowskiego aż do fal radiowych. Leczenie pacjentów wymaga z kolei zastosowania skomplikowanej aparatury, bazującej na osiągnięciach mechaniki, elektrotechniki oraz inżynierii biomedycznej. Podstawę onkologii stanowi radioterapia, zwalczająca guzy nowotworowe promieniowaniem jonizującym.

Tomasz Kubiak

Fizyka w ratownictwie medycznym

W przypadku zagrożenia życia najważniejsze jest, aby poszkodowanemu jak najszybciej udzielona została fachowa pomoc medyczna. Ratownicy na miejsce zdarzenia docierają karetką lub śmigłowcem. W 2025 roku w barwach Lotniczego Pogotowia Ratunkowego (LPR) w Polsce latało 27 lekkich śmigłowców EC135/H135 o zasięgu ponad 600 km, maksymalnej prędkości lotu poziomego 252 km/h oraz prędkości wznoszenia 7,8 m/s.[1] Start takiej nowoczesnej maszyny, który zazwyczaj odbywa się ze względów bezpieczeństwa „do tyłu" i pod wiatr, obrazuje fot. 1. Siła nośna wytwarzana jest na skutek ruchu obrotowego pojedynczego wirnika głównego o średnicy 10,4 m. Tylni fenestron, czyli wentylator złożony z wielu łopatek, osadzonych w obudowie tunelowej w stateczniku pionowym, wytwarza natomiast moment siły ciągu, który równoważy moment reakcyjny, pochodzący od wirnika nośnego.

Mechanika lotu helikopterów jest stosunkowo skomplikowana, stąd poświęcono jej osobny artykuł w Fizyce w Szkole.[2] Warto wspomnieć również, że na całym świecie maszyny Śmigłowcowej Służby Ratownictwa Medycznego (HEMS, od ang. Helicopter Emergency Medical Service) wyposażone są w specjalistyczną aparaturę medyczną, z której działaniem wiąże się niezwykle ciekawa fizyka. Analogicznie rzecz się ma w przypadku tradycyjnych karetek, jakie używane są w przypadku większości wezwań pogotowia ratunkowego. Przyjrzyjmy się zatem wybranym urządzeniom znajdującym się na pokładzie ambulansu.

Najbardziej charakterystycznym wyposażeniem pojazdów służących do transportu chorych i rannych w pozycji leżącej są oczywiście nosze (fot. 2). W przeszłości miały one bardzo prostą budowę, gdyż składały się z dwóch równoległych drążków oraz rozciągniętej między nimi wytrzymałej płachty materiału. Nietrudno sobie wyobrazić, że podnoszenie i przenoszenie pacjenta przy użyciu takiego sprzętu wymagało dużej siły oraz zaangażowania co najmniej dwóch ratowników. Współcześnie na rynku dostępne są nosze o zupełnie innej konstrukcji. Poszkodowanego układa się bowiem na materacu osadzonym na wieloczłonowej płycie umożliwiającej reanimację. Całość zamontowana jest na transporterze wyposażonym w 4 koła jezdne oraz dodatkowe koła najazdowe.

[1] 1. Informacje o helikopterach LPR pochodzą z oficjalnej strony: https://www.lpr.com.pl/o-nas/flota (dostęp z 10.11.2025).
[2] T. Kubiak, Latające karetki, czyli o fizyce śmigłowców ratowniczych, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 4 (2019), s. 4-9.

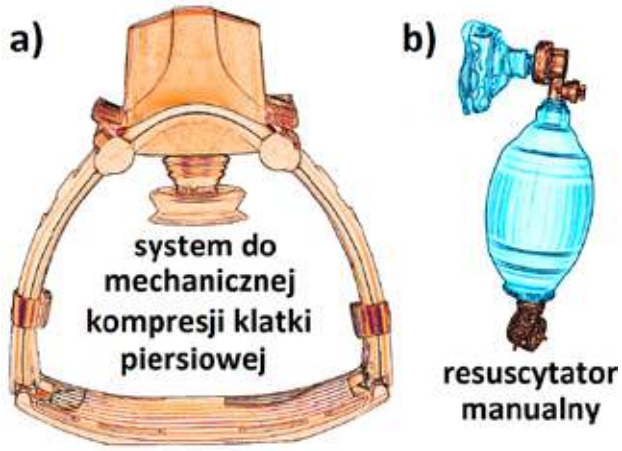
Najnowsze modele noszy posiadają dodatkowo mechaniczne ramię załadunkowe oraz zasilany z akumulatora litowo-jonowego system, umożliwiający elektryczne oraz w pełni automatyczne unoszenie transportera do wybranej pozycji. Dzięki temu pacjent o masie do 320 kg może zostać sprawnie przetransportowany i umieszczony wewnątrz karetki przez pojedynczego ratownika bez nadmiernego wysiłku. Widać zatem, że nawet prosta fizyka potrafi znacznie ułatwiać codzienną pracę w ochronie zdrowia. W przypadku rannych z podejrzeniem urazów kręgosłupa wykorzystuje się natomiast sztywną deskę ortopedyczną albo tzw. nosze podbierakowe. Te ostatnie wykonane są zazwyczaj w całości ze stopu aluminium albo tworzywa sztucznego i posiadają regulowaną długość. Podczas ewakuacji pacjenta nosze rozpina się na dwie podłużne części, które układa się po bokach poszkodowanego a następnie wsuwa pod jego ciało i łączy za pomocą zatrzasków. Dzięki temu unika się bezpośredniego unoszenia rannego bez stabilizacji.

Współczesne karetki pogotowia nie służą jedynie do szybkiego transportu chorych z miejsca zdarzenia do szpitala, lecz umożliwiają także przeprowadzenie wielu, nawet zaawansowanych procedur medycznych. W tym celu wyposażono je w rożne urządzenia, wyjaśnienie działania których wymaga wiedzy z różnych działów fizyki, przede wszystkim mechaniki klasycznej oraz elektryczności i magnetyzmu.[3] Uwagę zwraca przede wszystkim system do mechanicznej kompresji klatki piersiowej (rys. 1a). Jest on zdolny, aby automatycznie przez kilkadziesiąt minut wykonywać masaż serca, uciskając ciało pacjenta na głębokość 4-5 cm, z częstotliwością 100-120 razy na minutę i siłą z przedziału 300 - 600 N, dostosowaną do oporności klatki piersiowej, wynoszącej 6 - 12 N/mm.

Sztuczną wentylację pacjenta prowadzi się z kolei przy użyciu worka samorozprężalnego (AMBU). Dzięki temu możliwe jest cykliczne dostarczenie do płuc pacjenta objętości oddechowej, która wynosi 400 - 600 ml powietrza.[4] Resuscytator manualny (rys. 1b) składa się z maski twarzowej, złącz, zaworów a przede wszystkim worka silikonowego.[5] Ratownik ściska go ręką w celu zwiększenia ciśnienia i wypchnięcia zgromadzonego powietrza do portu pacjenta, przy czym zawór bezpieczeństwa gwarantuje, że wtłaczana mieszanka oddechowa nie będzie podawana pod ciśnieniem większym niż 60 mbar u dorosłych oraz 40 mbar u dzieci, aby nie uszkodzić ich płuc.

Po zwolnieniu ucisku elastyczny worek samodzielnie powraca do pierwotnej objętości, generując podciśnienie i napełniając się z rezerwuaru świeżym, wzbogaconym o tlen powietrzem. Wydychane gazy są natomiast usuwane przez port wydechowy. Warto jeszcze wspomnieć, że karetka pogotowia posiada instalację tlenową, na którą składają się butle, reduktory (obniżające ciśnienie pobieranego gazu), manometry (do kontroli ciśnienia) oraz szybkozłącza i dozowniki z nawilżaczem, umożliwiające skuteczną tlenoterapię.

Fot. 2. Wnętrze przedziału medycznego ambulansu transportowego. Widoczne jest podstawowe wyposażenie, tj. nosze główne, defibrylator z łyżkami, dozownik tlenu oraz kołnierze ortopedyczne.



Rys. 1. a) System do mechanicznej kompresji klatki piersiowej automatycznie wykonuje masaż serca, znacznie odciążając ratowników; b) resuscytator manualny umożliwia cykliczne dostarczanie objętości oddechowej powietrza do płuc pacjenta.

[3] Szczegółowe omówienie działania sprzętu medycznego, będącego na wyposażeniu ambulansu przedstawiono w artykule: T. Kubiak, Fizyka w karetce pogotowia, Fizyka w Szkole nr 6 (2014), s. 4-7.

[4] O fizycznych podstawach wentylacji płucnej przeczytamy w artykułach: T. Kubiak, Fizyka u pulmonologa, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 3 (2024), s. 4-13 oraz T. Kubiak, Biofizyka układu oddechowego - od teorii do eksperymentu, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 1 (2018), s. 4-8.

[5] Całkowita pojemność worka samorozprężalnego to około 1500 ml dla dorosłych i 500 ml dla dzieci, czyli więcej niż wynosi podawana objętość oddechowa (należy uwzględniać straty i fakt, że worek nie jest do końca ściskany).

Fot. 3. Defibrylator AED umieszczony w specjalnej szafce na budynku użyteczności publicznej.

Fot. 4. Wielorzędowy spiralny tomograf komputerowy składa się z gantry i stołu dla pacjenta.

Jeśli u pacjenta doszło do nagłego zatrzymania krążenia w mechanizmie migotania komór lub wystąpił częstoskurcz komorowy bez tętna konieczne jest użycie defibrylatora. Czytelnicy wiedzą zapewne, że w miejscach publicznych, takich jak pociągi, dworce czy lotniska zainstalowane są automatyczne urządzenia typu AED (od ang. Automated External Defibryllator). Na zewnątrz budynków umieszcza się je w specjalnej szafce (fot. 3.), wyposażonej w moduł grzewczy (aby bateria oraz elektrody nie były narażone na działanie niskich temperatur) i chłodzący (zapobiegający przegrzewaniu się urządzenia latem).

Każdy, nawet nieprzeszkolony świadek może, podążając za instrukcją głosową z urządzenia, przykleić poszkodowanemu dwie elektrody i uratować mu życie. Jeśli bowiem automatyczna analiza rytmu serca wykaże potrzebę przeprowadzenia defibrylacji, impuls elektryczny o ustalonej energii zostanie wyzwolony samoczynnie w celu wywołania jednolitej depolaryzacji mięśnia serca i przywrócenia mu rytmu zatokowego.[6]

W karetkach pogotowia najczęściej spotyka się natomiast profesjonalne defibrylatory z elektrodami w postaci tzw. łyżek. Ratownik, trzymając za izolowane uchwyty, przykłada je do powierzchni klatki piersiowej, zamykając tym samym obwód elektryczny. Obecnie stosuje się urządzenia z dwufazowym przebiegiem fali, tzn. kierunek prądu przepływającego przez ciało pacjenta pomiędzy elektrodami po określonym czasie ulega odwróceniu.[7]

Zmagazynowanie dużej ilości energii, jaka musi zostać wyzwolona w krótkim czasie (milisekund), wymaga zastosowania kondensatora o pojemności 30 do 200 μF. Chociaż generowany impuls zazwyczaj posiada energię 150-200 J, tylko część z niej dociera do mięśnia sercowego ze względu na impedancję elektryczną tkanek. Nietrudno domyślić się, że tkanka tłuszczowa wykazuje bardzo duży opór elektryczny, stąd u osób otyłych, które notabene są bardziej podatne na choroby układu krążenia, skuteczność wyładowania będzie znacznie mniejsza i często zachodzi konieczność jego powtarzania.

Poszkodowany po udzieleniu mu pomocy przez ratowników medycznych trafia karetką lub śmigłowcem do szpitalnego oddziału ratunkowego (SOR), gdzie możliwe jest wykonanie niezbędnej diagnostyki.

Fizyka w diagnostyce

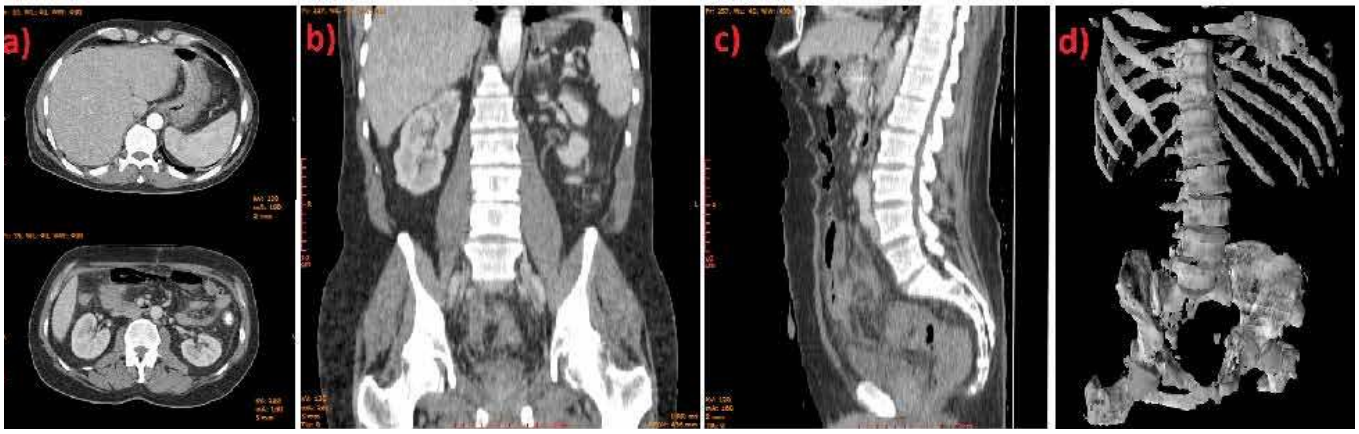
W przypadku pacjentów urazowych w pierwszej kolejności zazwyczaj wykonuje się klasyczne badanie rentgenowskie.[8] Natężenie wiązki promieniowania X, emitowanej z lampy rtg, maleje przy przejściu przez ciało człowieka, przy czym różne struktury anatomiczne osłabiają to promieniowanie w odmienny sposób. W obrazowaniu medycznym kluczowe znaczenie ma absorpcja fotonów w wyniku zajścia zjawiska fotoelektrycznego, przeszkadza natomiast promieniowanie rozproszone na skutek efektu Comptona, zmniejszające kontrast uzyskiwanych zdjęć.

Analogowe aparaty rtg, w przypadku których obraz rejestrowany był na kliszy, czyli prostokątnym arkuszu błony halogenosrebrowej, przeszły już w większości do lamusa. Obecnie europejskie szpitale wyposażone są w urządzenia w pełni cyfrowe z detektorami bezpośrednio rejestrującymi promieniowanie X. Ewentualnie, po odpowiedniej adaptacji stanowisk analogowych, stosuje się tzw. radiografię pośrednią CR (ang. computed radiography). W takiej sytuacji zamiast klisz używa się wielorazowych płyt pamięciowych, pokrytych fosforem magazynującym. Odczyt zawartej

[6] Rytm zatokowy to fizjologiczny rytm pracy serca, pochodzący z węzła zatokowo-przedsionkowego, czyli naturalnego rozrusznika serca. W spoczynku cechuje go częstotliwość 60-100 uderzeń na minutę.

[7] Szczytowe natężenie prądu podawanego impulsu wynosi zazwyczaj 20-32 A.

[8] Polecam artykuł: T. Kubiak, Fizyczne podstawy badań rentgenowskich kości i stawów, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 6 (2021), s. 16-21.



Rys. 2. Różne sposoby prezentacji wyników badania jamy brzusznej i miednicy małej metodą tomografii rentgenowskiej: a) przekroje poprzeczne; b) rekonstrukcja w płaszczyźnie czołowej; c) rekonstrukcja w płaszczyźnie strzałkowej; d) widok 3D (model izopowierzchni).

w nich informacji odbywa się w specjalnym urządzeniu w oparciu o zjawisko luminescencji fotostymulowanej.

Niestety, klasyczne badanie rtg ma wiele wad. Pozwala różnicować tylko obszary o wyraźnie odmiennych poziomach absorpcji promieniowania. Ponadto uzyskiwany obraz stanowi jedynie rzut trójwymiarowego obiektu na płaszczyznę, co nie pozwala na dokładną wizualizację nakładających się struktur anatomicznych. Dlatego zdecydowanie lepsze możliwości diagnostyczne oferuje rentgenowska tomografia komputerowa.[9]

Jak sama nazwa wskazuje („τόμος" w starożytnej grece oznaczało „przekrój, plaster") technika ta pozwala uzyskać obrazy cienkich poprzecznych warstw ciała człowieka. We współczesnych urządzeniach (fot.4.) podczas skanowania pacjent przemieszcza się płynnie razem ze stołem wewnątrz otworu gantry (okola) a równocześnie jedna bądź dwie[10] lampy rentgenowskie krążą wokół niego z dużą szybkością. Trajektoria poruszania się układu projekcyjnego względem pacjenta wskazuje zatem, iż mówimy o tomografii spiralnej.

Standardem jest zastosowanie wielorzędowego (nawet 320 rzędów) systemu ultraszybkich, ceramicznych detektorów scyntylacyjnych (np. GOS na bazie tlenosiarczku gadolinu). Najnowsza technologia bazuje jednak na tzw. zliczaniu fotonów (ang. photon-counting CT). W jego przypadku scyntylatory zostały zastąpione półprzewodnikowymi kryształami tellurku kadmu. Dzięki temu zachodzi bezpośrednia detekcja kwantów promieniowania X i generowany jest odpowiadający im sygnał elektryczny, co zdecydowanie poprawia jakość badania.

Wynik badania tomograficznego to seria zrekonstruowanych obrazów przekrojowych (rys. 2a), stanowiących w praktyce ilościową mapę liniowych współczynników osłabienia μ promieniowania X. Wartości μ dla poszczególnych wokseli są normowane z użyciem jednostek HU (ang. Hounsfield Units)[11] a następnie wizualizowane na ekranie komputera z wykorzystaniem 256 odcieni szarości. Oczywiście odpowiednie algorytmy komputerowe pozwalają na podstawie zbioru przekrojów poprzecznych uzyskać rekonstrukcje wielopłaszczyznowe MPR (ang. multiplanar reformation), których przykład przedstawiono na rys. 2b i c, a także obrazy trójwymiarowe (rys. 2d) oraz wirtualne dysekcje. Ponadto istnieje możliwość wykonania szeregu zaawansowanych badań takich, jak: angiografia CT (obrazowanie naczyń krwionośnych wypełnionych kontrastem) czy kolonografia CT (wirtualna endoskopia, pozwalająca na dokładną wizualizację wnętrza jelita grubego z opcją dwukierunkowego przelotu pozorną kamerą).

Tomografia komputerowa to zatem wspaniałe narzędzie diagnostyczne, które służy przede wszystkim do wizualizacji anatomii pacjenta. Warto jednak zauważyć, iż w przypadku niektórych struktur, takich jak mózg, otoczony czaszką, czyli strukturą kostną charakteryzującą się dużym pochłanianiem promieni X, metoda ta nie jest optymalna, chociażby ze względu na konieczność użycia większej dawki promieniowania.[12] Na szczęście z pomocą przychodzi inna, doskonała metoda diagnostyczna, jaką jest tomografia magnetyczno-rezonansowa.

Obrazowanie metodą MRI (od ang. Magnetic Resonance Imaging) bazuje na zjawisku jądrowego rezonansu magnetycznego.[13] Do uzyskiwania szczegółowych obrazów anatomicznych a także oceny funkcji niektórych organów, np. mózgu człowieka, nie używa się w tym przypadku promieniowania jonizującego, tylko fale radiowe (MHz), działające na pacjenta. Podczas badania leży on wewnątrz skanera w silnym, zewnętrznym polu magnetycznym B_0 o indukcji 1,5 bądź 3 tesli.

Dodatkowe cewki nadawczo-odbiorcze generują falę elektromagnetyczną, której energia jest absorbowana, powodując zmianę orientacji momentów magnetycznych

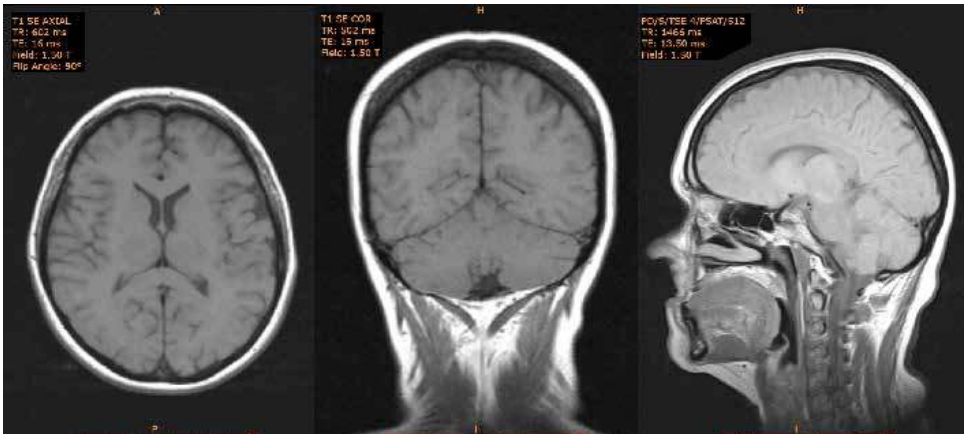
[9] Więcej informacji o tej metodzie obrazowania czytelnicy znajdą w tekście: T. Kubiak, Tomografia komputerowa, Fizyka w Szkole nr 1 (2014), s. 7-10.

[10] Tomografy dwuźródłowe wyposażone są w lampy rentgenowskie pracujące przy różnych napięciach i emitujące wiązki o odmiennych energiach, co przekłada się na lepsze różnicowanie tkanek miękkich na uzyskiwanych obrazach.

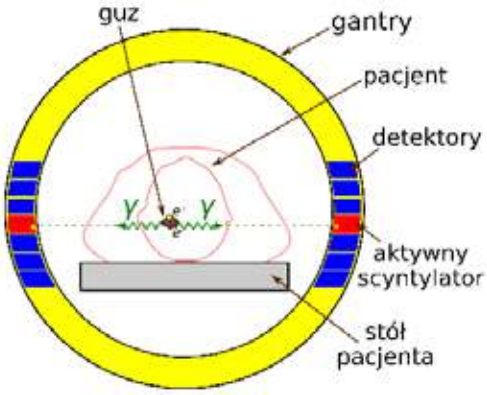
[11] Skala Hounsfielda swą nazwą upamiętnia laureata Nagrody Nobla, Godfreya Newbolda Hounsfielda, który w 1971 r. skonstruował pierwszy klinicznie użyteczny tomograf komputerowy.

[12] Generalnie dawki, jakie otrzymuje pacjent w badaniu przeprowadzonym nowoczesnym tomografem wielorzędowym są stosunkowo niewielkie i z reguły nie przekraczają 2 mSv, czyli wynoszą mniej niż roczna dawka promieniowania ze źródeł naturalnych w Polsce. Szerzej problem dawek w badaniach rentgenowskich omówiono w artykule: T. Kubiak, Obalamy mity, czyli biofizyka kontra legendy miejskie, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 1 (2025), s. 4-11.

[13] O zjawisku NMR i wykorzystującej go spektroskopii przeczytać można w tekście: T. Kubiak, Od spektroskopii do obrazowania, czyli magnetyczny rezonans jądrowy w pigułce, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 3 (2025), s. 4-12.



Rys. 3. Obrazy mózgu uzyskane techniką MRI w trzech płaszczyznach anatomicznych.



Rys. 4. Zasada działania skanera PET. Pozyton, powstały w wyniku rozpadu β+ izotopu zawartego w radiofarmaceutyku, ulega anihilacji z elektronem, a dwa kwanty gamma poruszają się pod kątem ≈180° i są rejestrowane przez przeciwległe detektory scyntylacyjne.

jąder ^{1}H (I = ½), znajdujących się we wspomnianym polu magnetycznym.

Protony w ciele badanego pochodzą przede wszystkim z wody zawartej w tkankach. Poziom uwodnienia oraz wartości czasów relaksacji stanowią właśnie czynniki różnicujące struktury anatomiczne na obrazie MRI. Aby jednak dokładnie umiejscowić źródło sygnału, niezbędne jest zastosowanie liniowych gradientów pola (30-80 mT/m).[14] Umożliwiają one wybranie kolejnych warstw oraz rozróżnienie poszczególnych elementów objętościowych w ich obrębie. W wyniku zastosowania skomplikowanych algorytmów rekonstrukcyjnych otrzymywane są dwuwymiarowe przekroje poprzeczne ciała oraz obrazy 3D. Przykładowy wynik badania mózgu w trzech płaszczyznach anatomicznych przedstawia rys. 3.

Warto jeszcze wspomnieć, że poprawę jakości obrazu MRI uzyskać można poprzez podanie pacjentowi odpowiednich środków kontrastujących, które zmieniają czasy relaksacji wybranych tkanek. Dotychczas stosowano przede wszystkim paramagnetyczne związki gadolinu, ale obecnie trwają wdrożenia preparatów zawierających superparamagnetyczne nanocząstki tlenku żelaza w biozgodnych powłokach.[15] To wymowny znak, iż nanotechnologia, którą zajmuje się współcześnie wielu fizyków, znajduje coraz szersze zastosowanie w medycynie.

W przypadku pogłębionej diagnostyki, oprócz obrazowania anatomii pacjenta, niezwykle ważne jest zbadanie metabolizmu różnych narządów, np. mózgu, nerek czy serca. Służą do tego techniki medycyny nuklearnej takie, jak: tomografia emisyjna pojedynczych fotonów, czyli SPECT (ang. single-photon emission computed tomography) oraz pozytonowa tomografia emisyjna, tj. PET (ang. positron emission tomography).

W przypadku pierwszej z nich do krwiobiegu pacjenta podaje się preparat zawierający izotop, najczęściej metastabilny technet ^{99m}Tc o czasie połowicznego rozpadu $T_{1/2}$ = 6,01 h. Gromadzi się on w regionach o zwiększonym metabolizmie i emituje promieniowanie gamma o energii E ≈ 141 keV. Fotony γ po opuszczeniu ciała zbierane są przez gamma kamery, obracające się wokół stołu z pacjentem. Po wykonaniu szeregu projekcji i przeprowadzeniu rekonstrukcji otrzymuje się informację o przestrzennym rozkładzie znakowanej radioaktywnie substancji w tkankach.

Nieco bardziej zaawansowaną metodą obrazowania metabolicznego jest PET. W połączeniu z opisaną wcześniej rentgenowską tomografią komputerową[16], stanowi ona podstawę współczesnej diagnostyki onkologicznej, gdyż pozwala nie tylko na wykrycie pierwotnego nowotworu, ale także jego odległych przerzutów. W tym celu pacjentowi dożylnie podaje się radiofarmaceutyk, czyli substancję powstającą z chemicznego połączenia wytwarzanego w specjalnym cyklotronie radioizotopu oraz nośnika, sprawiającego, że specyfik jest preferencyjnie wychwytywany przez regiony o zwiększonym metabolizmie.

W przypadku badania PET najczęściej stosuje się fluorodeoksyglukozę, czyli analog cukru prostego glukozy, który znakowany jest promieniotwórczym fluorem 18 ($T_{1/2}$ ≈ 110 min). Izotop ten ulega rozpadowi beta plus, emitując pozyton e^+, czyli antycząstkę elektronu:

$$^{18}_{9}F \rightarrow {}^{18}_{8}O + e^{+} + \nu_e$$

Innymi, zdecydowanie rzadziej używanymi w diagnostyce obrazowej izotopami są: ^{11}C ($T_{1/2}$ ≈ 20,3 min), ^{15}O ($T_{1/2}$ ≈ 124 s), ^{13}N ($T_{1/2}$ ≈ 10 min).[17]

Zasięg wyemitowanego w tkance pozytonu to zaledwie kilka mm, gdyż jest on spowalniany do szybkości ruchów termicznych (następuje tzw. termalizacja) a następnie oddziałuje z elektronem z otoczenia, tworząc pozytonium, czyli quasi-stabilną strukturę złożoną z e^+ i e^-. Istnieje ona w organizmie zaledwie przez ns, a później obie cząstki anihilują (rys. 4.), dając dwa kwanty γ o energii 511 keV każdy. Fotony te poruszają się wzdłuż tej samej prostej, ale w przeciwne strony (kąt wynosi 180° ± 0,25°), co wynika bezpośrednio z zasady zachowania pędu. Zakładamy bowiem,

[14] Rozmieszczenie cewek gradientowych i szczegóły budowy oraz działania skanera MRI zwizualizowano w artykule: T. Kubiak, Od protonów do diagnostyki, czyli obrazowanie metodą rezonansu magnetycznego, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 4 (2017), s. 4-9.

[15] O biomedycznych zastosowaniach nanocząstek traktuje tekst: T. Kubiak, Od nanocząstek do mikrokapsułek, czyli fizyczne rewolucje w medycynie, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 6 (2018), s. 4-8.

[16] Hybryda PET-CT, dostarcza równocześnie informacje metaboliczne oraz anatomiczne.

[17] Ze względu na krótki czas połowicznego zaniku zastosowanie tych izotopów wymaga lokalizacji cyklotronu produkcyjnego w sąsiedztwie skanera PET.

eprasa.pl 0f03779b44b

że w chwili anihilacji elektron i pozyton znajdowały się w spoczynku. W praktyce mogą posiadać jednak niewielką składową prędkości, co powoduje, iż kierunek emisji fotonów będzie się nieco różnić od wspomnianych 180 stopni. Sytuacja ta oraz inne czynniki, tj. określony zasięg e^+ w tkance (zależący od jego energii kinetycznej) a także rozproszenie comptonowskie fotonów anihilacyjnych, pociągają za sobą ograniczenie przestrzennej zdolności rozdzielczej skanera PET do około 3-4 mm.

W celu lokalizacji miejsca anihilacji wykorzystuje się układ pomiarowy złożony z wielu pierścieni detektorów - kryształów scyntylacyjnych, np. BGO ($Bi_4Ge_3O_{12}$) wraz z fotopowielaczami. Pomiar czasu pomiędzy dotarciem dwóch fotonów γ do położonych naprzeciwko siebie detektorów pozwala określić współrzędne miejsca anihilacji pozytonu ze wspomnianą wcześniej dokładnością. Tworzona jest mapa intensywności sygnału w granicach ciała pacjenta. Odzwierciedla ona ilość izotopu zgromadzonego w danym miejscu, czyli de facto metabolizm badanego obszaru. W przypadku guza nowotworowego konsumpcja znakowanej glukozy jest znacznie podwyższona, co ujawnia się na obrazach w badaniu PET.

Fizyka w terapii

Po gruntownym zdiagnozowaniu pacjenta należy przystąpić do jego efektywnego leczenia. Tutaj kluczowe znaczenie ponownie ma zaawansowana aparatura medyczna, której działanie opiera się na fascynującej fizyce. Największy postęp odnotowujemy w kardiologii, onkologii oraz chirurgii. Obraz lekarza stojącego ze skalpelem nad pacjentem ułożonym na stole operacyjnym powoli odchodzi już do przeszłości. W ostatnich latach do naszych szpitali (nawet powiatowych) wkroczyła bowiem chirurgia robotowa, która staje się powszechna w przypadku zabiegów z zakresu urologii, ginekologii oraz chirurgii onkologicznej.[18]

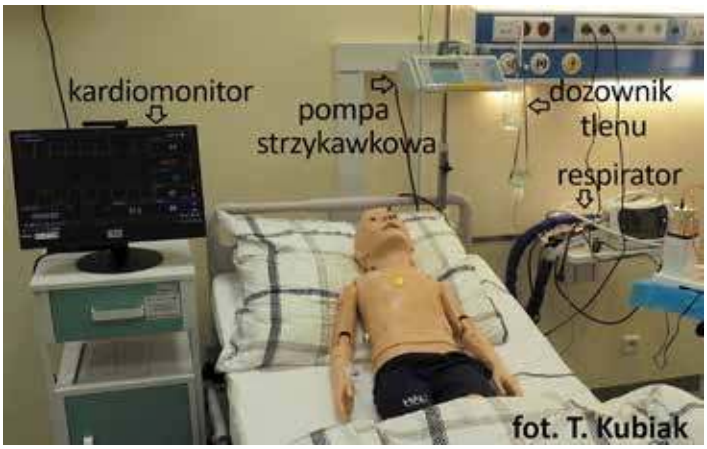
Na rynku dostępnych jest wiele typów robotów medycznych. Najbardziej znane opinii publicznej jest oczywiście zaawansowane amerykańskie urządzenie o nazwie da Vinci, które doczekało się już 5 generacji, a w Polsce pracuje już w kilkudziesięciu szpitalach. System składa się z trzech części, tj. korpusu z układem czterech ramion robotycznych, konsoli sterowniczej oraz wózka wizyjnego. Elektromechaniczne ramiona zawierają końcówki zakończone narzędziami chirurgicznymi, mającymi co najmniej 7 stopni swobody.

Chirurg, siedząc wygodnie przy konsoli sterowniczej, obsługuje urządzenie za pomocą manipulatorów i obserwuje pole operacyjne w trójwymiarze dzięki specjalnemu systemowi wizyjnemu.[19] Maszyna redukuje efekt drżenia rąk operatora a także kompensuje jego gwałtowne czy nieskoordynowane ruchy. Obecnie roboty nie działają jeszcze autonomicznie, tylko wymagają obsługi przez lekarza. Dzięki ich asyście operacje są wykonywane jednak znacznie precyzyjniej i w sposób małoinwazyjny.

Co ciekawe, intensywnie rozwija się także telechirurgia, czyli operowanie na odległość. 1 sierpnia 2025 r. w Polsce przeprowadzono pierwsze tego typu zabiegi z zakresu kardiochirurgii i urologii. Robot operował w Warszawie pacjentów a sterujący nim lekarz znajdował się przy konsoli w Gdańsku. Opóźnienie transmisji danych pomiędzy tymi miejscami wyniosło mniej niż 5 ms.[20]

Na świecie zdalne zabiegi robotyczne wykonywano już wiele lat temu. Przykładem jest słynna międzykontynentalna operacja Lindbergh z 7 września 2001 roku. Wówczas robot, sterowany przez chirurga przebywającego w Nowym Jorku, usunął pęcherzyk żółciowy (czyli mówiąc językiem fachowym wykonał laparoskopową cholecystektomię) pacjentce leżącej na sali operacyjnej w Paryżu. Technika daje zatem wspaniałe możliwości i dzięki niej chorzy nie będą musieli już podróżować do innych krajów, aby zostać zoperowanym przez wybitnego specjalistę. Futurolodzy przewidują nawet, iż roboty chirurgiczne, wykorzystując algorytmy sztucznej inteligencji, zyskają częściową autonomię, zmniejszając tym samym ryzyko błędów popełnianych czasami przez lekarzy.

Pacjent po ciężkim zabiegu chirurgicznym trafia zazwyczaj na salę pooperacyjną lub oddział intensywnej opieki medycznej. Tam również znaleźć możemy mnóstwo sprzętu (fot.5.), którego funkcjonowanie bazuje na ciekawej fizyce. Warto wspomnieć chociażby urządzenia do śledzenia funkcji życiowych, np. kardiomonitory i pulsoksymetry. Ważne są również pompy infuzyjne, które w sposób ciągły lub cykliczny dawkują odpowiednie leki oraz respiratory, prowadzące wentylację mechaniczną pacjenta poprzez wymuszanie przepływu powietrza przez jego drogi oddechowe.



Fot. 5. Na oddziale intensywnej opieki medycznej znajduje się mnóstwo specjalistycznego sprzętu, m.in. kardiomonitory, respiratory i pompy infuzyjne.

[18] Ukazał się raport „Raport chirurgia robotowa 2025" podsumowujący dynamiczny rozwój robotyki chirurgicznej w Polsce (https://www.gov.pl/web/rpp/raport-chirurgia-robotowa-2025, dostęp 15.11.2025).

[19] Laparoskop z dwoma teleskopami przekazuje obraz z kamer do binokularów umieszczonych w konsoli sterowania (każde oka chirurga odbiera zatem obraz z innej kamery, co daje wrażenie widzenia stereoskopowego).

[20] Relacja z tego wydarzenia pojawiła się we wszystkich ważnych mediach, można o niej przeczytać także na stronie MSWiA: https://www.gov.pl/web/mswia/nowy-etap-w-medycynie--pierwsza-w-europie-operacja-przeprowadzona-miedzy-szpitalami-w-pim-mswia (dostęp 15.11.2025).

eprasa.pl 0f0379b44b

Fot. 6. Stanowisko gantry do terapii protonowej nowotworów w Centrum Cyklotronowym Bronowice w Krakowie.

Fizyka urządzeń medycznych, znajdujących się na OIOM, to zdecydowanie temat na odrębny artykuł. W naszym podsumowaniu medycyny XXI wieku musimy nawiązać jeszcze do jednego ważnego aspektu fizyki medycznej, czyli terapii nowotworów.

Podstawowym sposobem miejscowego leczenia raka od wielu lat pozostaje radioterapia, wykorzystująca rożne rodzaje promieniowania jonizującego.[21] Warto przypomnieć, iż jej nadrzędnym celem jest dostarczenie możliwie wysokiej dawki promieniowania w obręb guza przy maksymalnej ochronie sąsiadujących zdrowych tkanek. Wyróżniamy brachyterapię, w której źródło promieniowania umiejscawiane jest w obrębie guza lub w jego bezpośrednim sąsiedztwie oraz teleterapię, czyli leczenie wiązkami promieniowania podawanymi z urządzeń zewnętrznych.

W teleradioterapii stosuje się przede wszystkim wysokoenergetyczne promienie X (4 MeV do 22 MeV), generowane w kompaktowych akceleratorach liniowych w wyniku kierowania przyspieszonej wiązki elektronów na tarczę. Ze względu na wysokie koszty infrastruktury zdecydowanie rzadziej używa się bardziej skutecznych protonów i jonów węgla.

Przewaga terapii hadronowej nad fotonową wynika przede wszystkim z lepszego rozkładu dawki na głębokości. Dla fotonów maksymalna dawka jest deponowana tuż pod powierzchnią skóry i spada wykładniczo wraz ze wzrostem głębokości w ciele pacjenta, co jest niekorzystne i naraża na promieniowanie zdrowe tkanki.

W przypadku p^+ i $^{12}C^{6+}$ maksimum przekazu energii występuje natomiast w obszarze tzw. piku Bragga, na końcu ich zasięgu. Regulując energię kinetyczną jonów, możemy zatem sprawić, by położenie wspomnianego piku pokrywało się z lokalizacją guza. W technice skanowania rastrowego podzielony na niewielkie elementy objętościowe obszar nowotworu jest napromieniany z dużą precyzją wąskimi wiązkami, odchylanymi za pomocą zestawu elektromagnesów. Dzięki temu bezpiecznie leczy się guzy położone w pobliżu narządów krytycznych, czyli tych szczególnie wrażliwych na promieniowanie, jak np. gałki oczne czy pęcherz moczowy. Dodatkowo jony węgla cechuje wysoki, liniowy przekaz energii LET (ang. Linear Energy Transfer) oraz współczynnik efektywności biologicznej (RBE od ang. Relative Biological Effectiveness), co sprawia, że doskonale nadają się do niszczenia nawet odpornych na promieniowanie nowotworów.[22]

Warto uzmysłowić sobie, iż w Polsce terapia protonowa w 2025 roku realizowana była tylko w jednym ośrodku, tj. Centrum Cyklotronowym Bronowice w Krakowie (fot. 6). Nie ma natomiast w naszm kraju infrastruktury do terapii jonami węgla i zainteresowani taką formą leczenia pacjenci muszą udać się np. do niemieckiego Heidelbergu albo austriackiego Wiener Neustadt.[23] Przyczyną są oczywiście m.in. ogromne koszty aparatury tj. źródła jonów, synchrotronu (lub cyklotronu) przyspieszającego $^{12}C^{6+}$ do odpowiednich energii[24] oraz stanowisk terapeutycznych typu gantry, gdzie ogromne elektromagnesy nadprzewodzące nakierowują wiązkę hadronów na cel z milimetrową precyzją.

Intensywne badania prowadzone przez fizyków oraz inżynierów biomedycznych zaowocują na pewno kolejnymi niesamowitymi rozwiązaniami technicznymi, pozwalającymi ratować ludzkie życie. Trzeba zatem, aby zarówno lekarze jak i pacjenci mieli świadomość, jakim dyscyplinom zawdzięczają postęp we współczesnej medycynie, a nauczyciele przekazywali tę wiedzę uczniom.

Literatura:

[1] M. T. Weisz, Physical principles of defibrillators, Anaesthesia & Intensive Care Medicine 10(8), 2009, s. 367-369.
[2] Manual Resuscitators [w:] J. A. Dorsch, S. E. Dorsch, Understanding Anesthesia Equipment, Philadelphia, 2008, s. 282-295.
[3] R. Cierniak, Tomografia komputerowa. Budowa urządzeń CT. Algorytmy rekonstrukcyjne, EXIT, Warszawa 2005.
[4] B. Gonet, Spektroskopia i tomografia NMR [w:] Biofizyka pod red. F. Jaroszyka, PZWL, Warszawa 2008, s. 848-874.
[5] J. Stankowski, W. Hilczer, Wstęp do spektroskopii rezonansów magnetycznych, PWN, Warszawa, 2005, 13-27, s. 62-87.
[6] Fizyczne metody diagnostyki medycznej i terapii pod red. A. Z Hrynkiewicza i E. Rokity, PWN, Warszawa 2000, s. 64-88, 102-111.
[7] Edward Pankowski, Tomografia emisyjna SPECT oraz Pozytonowa emisyjna tomografia komputerowa PET [w:] Biofizyka pod red. F. Jaroszyka, PZWL, Warszawa 2008, s. 874-888.
[8] T. Kubiak, Jony węgla w radioterapii - szanse i wyzwania, Postępy Fizyki 76(1), 2025, s. 13-20.
[9] T. Kubiak, Particle therapy of moving targets-the strategies for tumour motion monitoring and moving targets irradiation, The British Journal of Radiology 89(1066), 2016, 20150275.
[10] A. Choucha i inni, The Da Vinci Robot, a promising yet underused minimally invasive tool for spine surgery: A scoping review of its current role and limits, Neurochirurgie 71, 2025, 101624.

[21] Polecam wszystkim zainteresowanym artykuł: T. Kubiak, Od konwencjonalnej radioterapii fotonowej do terapii hadronowej, czyli fizyka w leczeniu nowotworów, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 6 (2015), s.4-7.

[22] Jony węgla, jako cząstki naładowane, jonizują materię bezpośrednio. Fotony X jonizują natomiast jedynie pośrednio, gdyż oddziałują poprzez efekt fotoelektryczny, zjawisko Comptona oraz kreację par elektron-pozyton.

[23] W 2025 roku na świecie funkcjonowało 15 centrów terapii jonami węgla, z czego aż 7 z nich w Japonii.

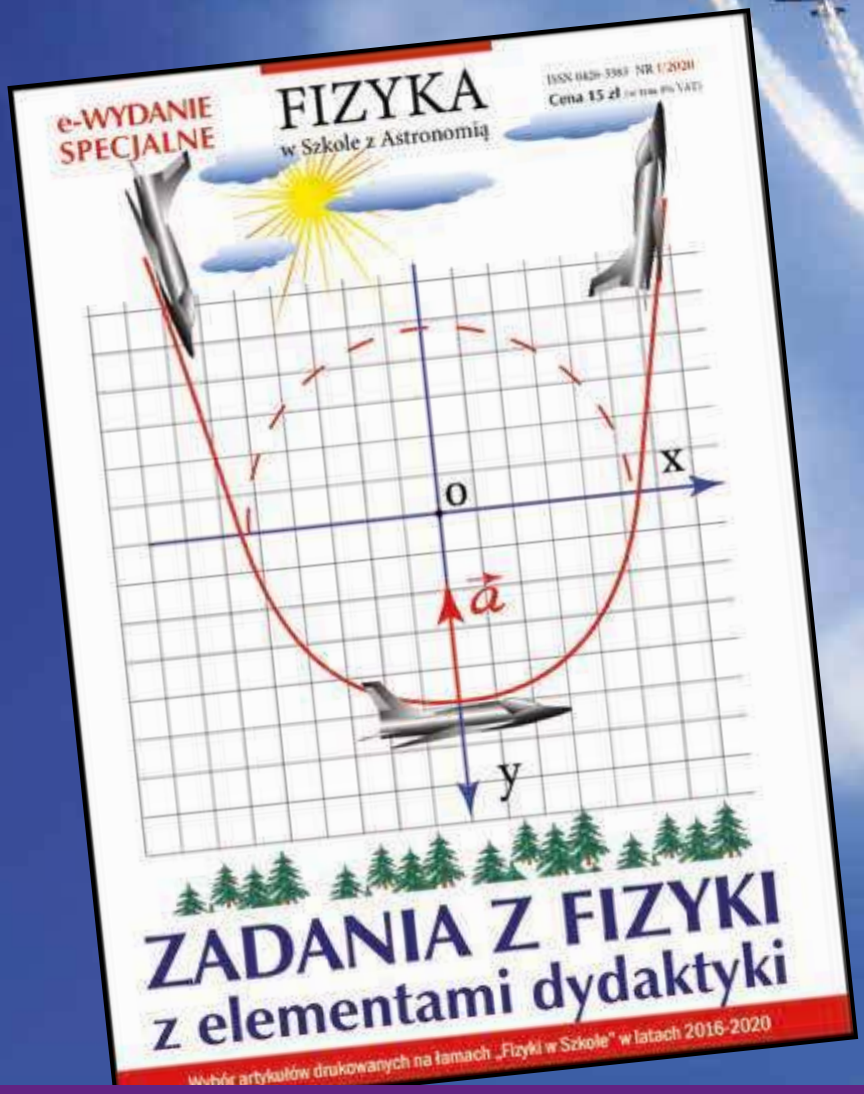
[24] Dla $^{12}C^{6+}$ do 430 MeV/u w przypadku nowotworów położonych na głębokości 30 cm u otyłych pacjentów.

eprasa.pl 0f0379b44b

90 zadań, 20 przykładów i 10 problemów

(z omówieniem niektórych rozwiązań)

- ✔ **Dlaczego fizyka** jest trudna dla nauczyciela?
- ✔ **Światowe trendy** w dydaktyce fizyki
- ✔ **Które zadania** są dla ucznia interesujące?
- ✔ **Czynniki wpływające** na zapamiętywanie wiedzy



Wydanie specjalne w wersji elektronicznej (PDF)

Ceny 15 zł!

Szczegóły i formularz zamówienia na www.aspress.com.pl/wydania-specjalne/

Fizyka u internisty

Fot. Fotolia

Tytuł tego artykułu może być zaskoczeniem dla niektórych czytelników, gdyż wizyty w gabinecie lekarza chorób wewnętrznych, czyli popularnego internisty, zazwyczaj nikt nie łączy z fizyką.

Tomasz Kubiak

Co innego, gdybyśmy mówili o radioterapii czy diagnostyce obrazowej, wówczas takie skojarzenia pojawiłyby się zapewne u każdego, chociażby ze względu na wykorzystywanie promieniowania czy zaawansowanych technologicznie urządzeń[1]. Podczas standardowego badania w przychodni nie stosuje się jednak skomplikowanej aparatury, tylko kilka prostych i powszechnie znanych przyrządów medycznych. Wbrew pozorom opis podstaw ich działania wcale nie jest trywialny, gdyż wymaga znajomości wielu praw i zależności. Przyjrzyjmy się zatem narzędziom pracy internisty z perspektywy fizyka.

Stetoskop

Jedną z najbardziej rutynowych procedur stosowanych przez lekarzy jest badanie osłuchowe. Pozwala ono ocenić dźwięki towarzyszące pracy wybranych narządów wewnętrznych, takich jak płuca czy serce. Przyrząd używany w tym celu, czyli stetoskop, posiada dosyć odległą historię. Już w 1816 r. francuski lekarz René Laennec wpadł na pomysł, aby osłuchać pacjenta za pośrednictwem papierowego cylindra, a nie, jak było to praktykowane wcześniej, przykładając ucho do ciała chorego. Zadowolony z rezultatów zaczął rozwijać tę metodę i po trzech latach testów przedstawił urządzenie diagnostyczne w postaci drewnianej rury o długości 25 cm, pozwalającej na zbieranie i selektywne wzmocnienie dźwięków płynących z wnętrza klatki piersiowej.

Pierwowzór odbiegał zatem swoim wyglądem od stosowanych współcześnie słuchawek lekarskich, posiadających formę upowszechnioną w 1961 r. przez amerykańskiego kardiologa Davida Littmanna. Jak widać na fot. 1 klasyczny stetoskop składa się z: przykładanej do ciała pacjenta głowicy, przewodu w kształcie litery Y zawierającego jeden lub dwa kanały akustyczne, metalowej liry ze sprężyną oraz końcówek usznych (zwanych oliwkami). Metalowa głowica, której podstawową funkcją jest odbiór drgań z powierzchni skóry, może być jedno lub dwustronna (rys. 1).

W tym ostatnim przypadku podczas badania wykorzystuje się zamiennie czaszę zamkniętą membraną wykonaną np. ze zbrojonej włóknem szklanym folii epoksydowej albo znajdujący się po przeciwnej stronie otwarty lejek. Głowicę zbliża się wybraną stroną do pacjenta a stetoskop przełącza w odpowiedni tryb pracy, np. przy użyciu ruchomego tłoczka, stanowiącego zawór akustyczny.

Przez lata upowszechnił się pogląd, iż lejek, dotykający ciała pacjenta jedynie metalowym obrzeżem, przeznaczony jest do słuchania tonów o niskiej częstotliwości, natomiast membrana, posiadająca większą powierzchnię kontaktu, lepiej przenosi dźwięki wyższe.

W tym miejscu warto przypomnieć, że pierwotnym źródłem odgłosów dochodzących z wnętrza klatki piersiowej są wibracje tkanek oraz turbulentne przepływy cieczy i gazów. Sygnały bioakustyczne typowe dla pracy serca mieszczą się w zakresie 20–200 Hz, natomiast te związane z przepływami powietrza przez dolne drogi oddechowe zazwyczaj w przedziale 100–1000 Hz.

[1] O radioterapii można przeczytać w artykule: T. Kubiak., Od konwencjonalnej radioterapii fotonowej do terapii hadronowej, czyli fizyka w leczeniu nowotworów, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 6 (2015), s. 4-7.

[2] Szczegóły opisano w pracy autorstwa Ł. J. Nowak i K. M. Nowak wyszczególnionej w bibliografii.

eprasa.pl 0f0379b44b

Dlatego przez lata zalecano, aby podczas osłuchiwania serca wykorzystywać głęboki lejek, gdyż rzekomo w lepszy sposób przenosi on niskie częstotliwości.

Badania polskich akustyków przeprowadzone w 2017 r. nie udowodniły jednak, aby obie strony głowicy wykazywały w rzeczywistości znaczące różnice w charakterystyce częstotliwościowej.[2] Skąd zatem wzięły się głoszone wcześniej i powielane w literaturze medycznej poglądy? Jak się okazało bazowały one na pomiarach nieuwzględniających faktu, iż przykładana do klatki piersiowej końcówka stetoskopu i ciało pacjenta stanowią sprzężony układ, który należy rozpatrywać całościowo.

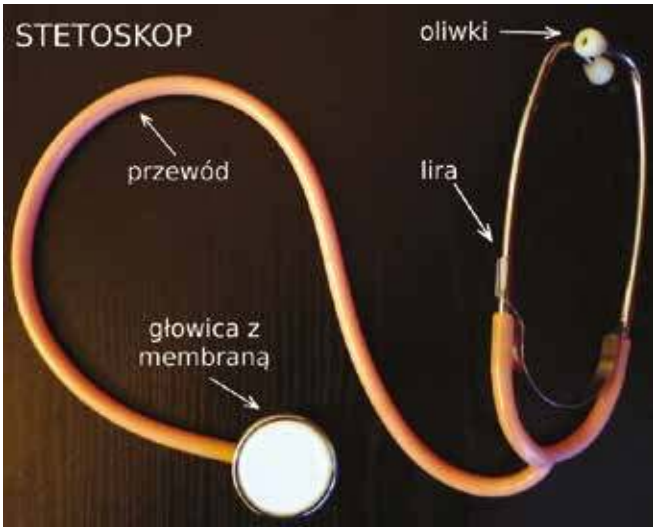
Fale akustyczne, propagując w organizmie, ulegają tłumieniu w zależności od charakterystyki napotykanych tkanek. Podczas osłuchiwania głowica powinna być zatem zlokalizowana możliwie jak najbliżej źródła dźwięku i dociśnięta do powierzchni skóry. Dla lejka pozbawionego własnej membrany to właśnie naprężona skóra może stanowić swoistą drgającą błonę. Jeśli natomiast wykorzystamy standardową końcówkę wyposażoną w ten elastyczny element, docierająca fala mechaniczna wywoła jego oscylacje. Podstawowa częstotliwość rezonansowa f_r membrany stetoskopu zależy od jej średnicy d, napięcia T oraz gęstości powierzchniowej σ [kg/m^2].

$$f_r = \frac{0{,}765}{2d}\sqrt{\frac{T}{\sigma}}$$

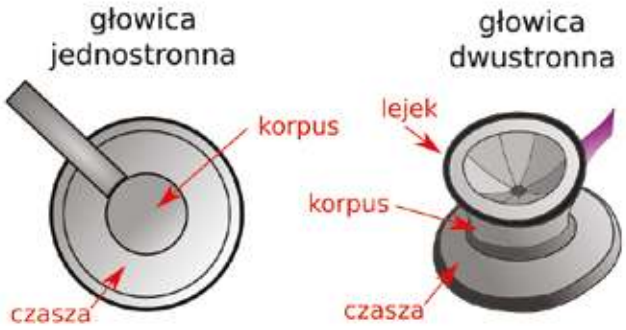
Dla zainteresowanych warto dodać, że obecnie produkuje się również tzw. głowice dwutonowe. W tym przypadku zmiana siły nacisku na głowicę pozwala regulować czy odbierane są dźwięki wysokie czy niskie. Mocne dociśnięcie sprawia bowiem, że membrana zaczyna opierać się na dodatkowym wewnętrznym pierścieniu, zmniejszając swą efektywną powierzchnię. Jak pokazały badania za różnicowanie się parametrów rejestrowanych sygnałów w większym stopniu odpowiadają jednak odkształcenia tkanek zachodzące na skutek ich ucisku.

W stetoskopie drgania błony przenoszone są z głowicy przez trzonek do wnętrza drenu, gdzie propagują w postaci fali akustycznej. Dźwięk rozchodzi się w kanale o niewielkiej średnicy, co zapobiega jego rozpraszaniu, a grube ścianki przewodu ograniczają dopływ zakłóceń zewnętrznych, podobnie jak oliwki, które lekarz umieszcza w swoich uszach podczas badania pacjenta. Wrażenia słuchowe diagnosty zależą bowiem nie tylko od bodźców dobiegających z klatki piersiowej oraz akustyki samego urządzenia, ale też od różnych aspektów percepcji (czynników psychoakustycznych). Pamiętajmy również, że właściwa interpretacja wyników badania osłuchowego prowadzonego klasycznym stetoskopem zależy w dużej mierze od umiejętności i doświadczenia lekarza.

Współcześnie, w dobie dynamicznie rozwijającej się telemedycyny, coraz częściej sięga się po stetoskopy elektroniczne oferujące znacznie szersze możliwości. Zasilane z baterii urządzenia mogą składać się z samej głowicy, ale dla lekarzy przywiązanych do tradycyjnej formy produkuje się też modele z lirą. Komunikacja z komputerem odbywa się w standardzie Bluetooth. Wykorzystanie dedykowanego oprogramowania pozwala na drobiazgową analizę zapisu dźwiękowego i sprawia, iż interpretacja badania przestaje być tak subiektywna. Ponadto stetoskopy elektroniczne zapewniają nawet stukrotne wzmocnienie dźwięku, uwypuklenie tonów o wybranym zakresie częstotliwości i redukcję szumów.



Fot. 1. Stetoskop akustyczny złożony z głowicy, przewodu, liry oraz oliwek.

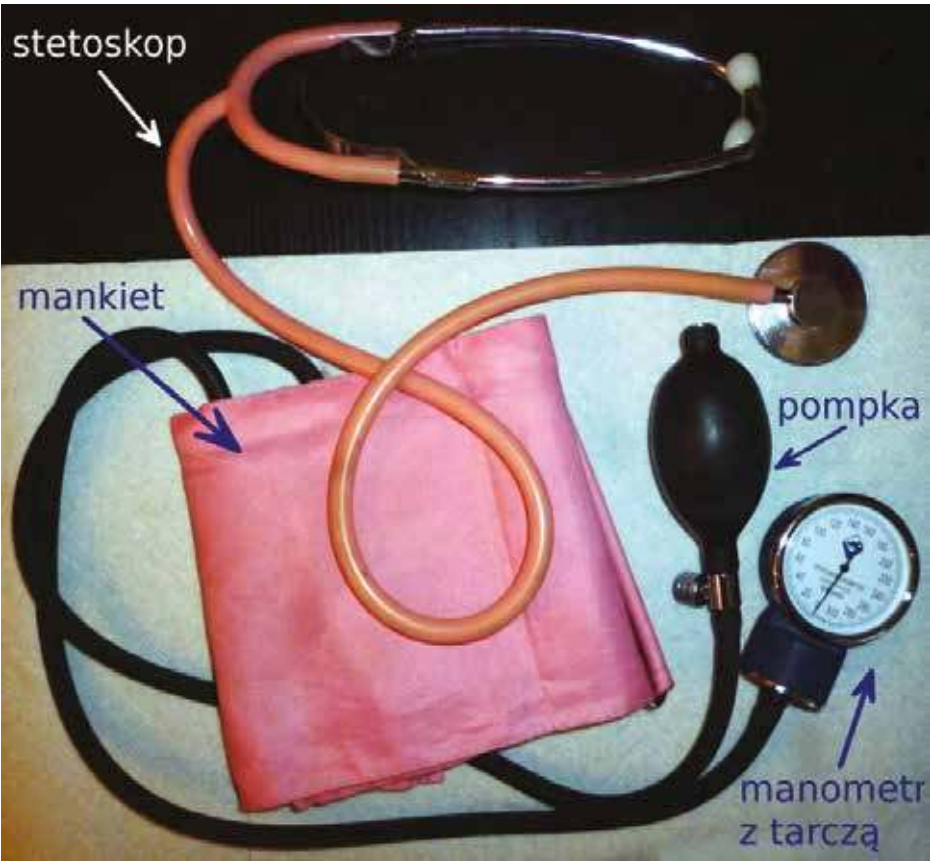


Rys. 1. Dwa typy głowic wykorzystywanych w stetoskopach akustycznych.

Czytelników „Fizyki w Szkole" zapewne najbardziej interesują jednak rozwiązania techniczne, pozwalające na rejestrację docierających z wnętrza ciała fal akustycznych. Jednym ze sposobów jest użycie mikrofonu wbudowanego w głowicę. W tym przypadku transmisja dźwięku zachodzi kolejno przez błonę stetoskopu, powietrze wewnątrz obudowy oraz membranę mikrofonu, co jest nieefektywne a ponadto może skutkować wzmożonym wychwytem szumów z otoczenia.

Alternatywnie wykorzystuje się połączone z membraną stetoskopu czujniki piezoelektryczne. Ich kryształy ulegają deformacji pod wpływem docierających fal mechanicznych, co skutkuje pojawieniem się napięcia proporcjonalnego do siły ściskającej. Niestety, taki mechanizm konwersji może nieco zniekształcać sygnał. Aby uniknąć strat na jakości obecnie często bazuje się na jeszcze innych technologiach. Dla przykładu przetworniki akustyczno-elektryczne mogą

eprasa.pl 0f0379b44b



Fot. 2. Sfigmomanometr służący do pomiaru ciśnienia krwi metodą osłuchową Korotkowa.

Fot. 3. Automatyczny ciśnieniomierz elektroniczny przeprowadzający pomiar metodą oscylometryczną.

mieć charakter pojemnościowy. Wówczas membrana stetoskopu, będąca w bezpośrednim kontakcie z ciałem pacjenta, stanowi jedną z okładek kondensatora. Pod wpływem drgań wywołanych przez ciśnienie akustyczne zmienia się jej odległość od drugiej, równoległej płytki przewodzącej. Różnice w pojemności tego układu przekładane są na sygnały elektryczne, co może odbywać się kilkoma metodami.

Inne prototypowe pomysły funkcjonowania głowic stetoskopów elektronicznych bazują na detekcji zmian pola magnetycznego wywołanych ruchem trwale namagnesowanej membrany albo na wykrywaniu oscylacji błony za pomocą czujników optycznych. Należy podkreślić, iż fizycy oraz inżynierowie wciąż opracowują innowacyjne rozwiązania, które zazwyczaj obejmowane są ochroną patentową.

Ciśnieniomierz

Po osłuchaniu pacjenta internista często wykonuje lub zleca dodatkowe badania. Jednym z najpopularniejszych jest nieinwazyjny pomiar ciśnienia krwi przeprowadzany sfigmomanometrem. Co ciekawe, pierwsze urządzenie, które wykorzystywało nadmuchiwany mankiet owijany wokół ramienia pacjenta zostało skonstruowane już w 1896 r. przez włoskiego lekarza Scipiona Riva-Rocciego.

Zaproponowana przez niego procedura pozwalała jednak tylko na pomiar ciśnienia skurczowego. Określano je, odczytując wysokość słupa rtęci w pionowej rurce w momencie, gdy podczas powolnego spuszczania powietrza z uprzednio napełnionego nim rękawa, tętno na nadgarstku pacjenta ponownie zaczęło być wyczuwalne.

W tym miejscu należy jeszcze przypomnieć, iż ciśnienie krwi podlega regularnym zmianom zgodnie z cyklem pracy mięśnia sercowego. Maksymalną wartość rejestruje się podczas skurczu lewej komory, natomiast minimalną podczas rozkurczu serca.

Fot. 4. Nabieranie cieczy do strzykawki medycznej.

eprasa.pl 0f03795b44b

Wyznaczanie zarówno ciśnienia skurczowego jak i rozkurczowego umożliwia metoda zaproponowana przez Rosjanina Mikołaja Korotkowa w 1905 r., z powodzeniem stosowana do dnia dzisiejszego. Jest to technika osłuchowa, wykorzystująca stetoskop, którego głowicę przykłada się nad zgięciem łokciowym. Mankiet oplatający rękę pacjenta napełnia się powietrzem (np. za pomocą pompki w formie gumowej gruszki) w celu zamknięcia światła tętnicy ramiennej. Gdy ciśnienie p w rękawie pomiarowym przekroczy ciśnienie skurczowe krwi, przez stetoskop nie da się już usłyszeć fali tętna.[3] Następnie należy stopniowo wypuszczać powietrze przez zaworek ($\Delta p/\Delta t \approx$ 2-3 mm Hg/s) i nasłuchiwać pojawiających się tonów. Pierwszy z nich wskazuje na przywrócenie przepływu krwi, wyznaczając moment odczytu ciśnienia skurczowego.

Kolejne dźwięki związane są z turbulentnym przepływem w sztucznie zwężonej tętnicy, a zanik ich słyszalności wskazuje chwilę rejestracji ciśnienia rozkurczowego. Zwyczajowo wyniki pomiarów nadal podawane są w mm Hg (1 mm Hg = 133,3 Pa), chociaż obecnie przepisy zakazują stosowania manometrów rtęciowych. Zastąpiły je ciśnieniomierze zegarowe, wykorzystujące mechanizm aneroidowy (fot. 2). Są one w pełni bezpieczne, ale wymagają okresowej kalibracji. Nie zawierają żadnych cieczy, tylko cienki, mieszek z falistymi ściankami, którego wymiar ulega zwiększeniu lub zmniejszeniu pod wpływem zmian ciśnienia w mankiecie. Odkształcenia są przekazywane za pomocą układu elementów mechanicznych i powodują ruch wskazówki wokół skali. Cienka sprężyna przywraca wskaźnik do pozycji 0, gdy mankiet jest już opróżniony.

Zmierzone wartości, np. 120/80 mm Hg u zdrowego człowieka, wskazują, o ile ciśnienia skurczowe i rozkurczowe są wyższe od atmosferycznego. W przypadku przekroczenia granicy 140/90 mm Hg u osoby pozostającej w spoczynku mamy do czynienia z nadciśnieniem tętniczym. Diagnozę należy stawiać jednak ostrożnie, gdyż u niektórych pacjentów sam fakt pomiaru ciśnienia przez lekarza wywołuje stany emocjonalne (np. niepokój), prowadzące do wzrostu rejestrowanych wartości (nawet o 30 mm Hg), co nazywamy tzw. efektem białego fartucha. Dlatego dobrą praktyką wydaje się samodzielna kontrola ciśnienia przeprowadzana w domu, najczęściej z wykorzystaniem ciśnieniomierzy elektronicznych.

W aparatach w pełni automatycznych mankiet (fot. 3) napełniany jest i opróżniany odpowiednio za pomocą napędzanej elektrycznie pompki i zaworu. Natomiast w przypadku systemów półautomatycznych rękaw trzeba napompować manualnie za pomocą gruszki. W obu urządzeniach pomiar przeprowadzany jest jednak metodą oscylometryczną. Jej nazwa ma związek z faktem, iż przy ograniczonym przepływnie krwi przez tętnicę pojawiają się niewielkie oscylacje ciśnienia w mankiecie. Użycie filtra górnoprzepustowego pozwala wyodrębnić je z sygnału związanego z równomiernym spadkiem ciśnienia na skutek wypuszczania powietrza z rękawa. Co ciekawe, po wznowieniu przepływu tętniczego amplituda fluktuacji wzrasta monotonicznie, aż do osiągnięcia maksimum w punkcie odpowiadającym średniemu ciśnieniu krwi ($\approx$ 95 mm Hg), a następnie stopniowo maleje.

Niestety, początek i koniec rejestrowania oscylacji nie pokrywa się dokładnie z momentami wystąpienia wartości skurczowej i rozkurczowej ciśnienia. Dlatego obie z nich muszą być oszacowane pośrednio za pomocą dedykowanych algorytmów bazujących na komputerowej analizie kształtu obwiedni wykresu oscylacji.

Strzykawka

Pracujący w przychodni lekarz internista oprócz przeprowadzania rutynowej diagnostyki, standardowo zleca również towarzyszącej mu pielęgniarce dożylne podawanie leków czy przeprowadzenie szczepień ochronnych. Te czynności wykonuje się oczywiście za pomocą strzykawki, której działanie na pierwszy rzut oka wydawać się może trywialne. Pozory jednak jak zwykle mylą, gdyż do dokładniejszego opisu jej funkcjonowania przydatna jest znajomość chociażby równania ciągłości czy prawa Bernoulliego, co nie jest powszechne nawet wśród studentów uczelni medycznych.

Zacznijmy jednak od podstaw, czyli od budowy samej strzykawki, którą możemy potraktować jako pompę tłokową jednostronnego działania. Standardowo wewnątrz wykonanego z polipropylenu przezroczystego cylindra z podziałką porusza się płynnie polietylenowy tłok. Jego całkowitemu wysunięciu z korpusu zapobiega podwójna kryza. Na szczycie tłoka znajduje się korek z uszczelnieniem, natomiast korpus zakończony jest stożkiem, na który nakłada się ściętą na końcu igłę.

Najpopularniejsze są klasyczne stożki typu Luer. Ich nazwa pochodzi od niemieckiego producenta wyrobów medycznych Hermanna Luera. Innego typu rozwiązanie stanowią końcówki typu Luer-Lock, gdzie igłę wkręca się na gwint złącza męskiego na cylindrze. Pozwala to na zminimalizowanie ryzyka jej odłączenia się podczas wykonywania ważnych procedur medycznych.

Dla zainteresowanych historią dodajmy, iż wynalazcą pierwowzoru strzykawki z igłą był francuski lekarz Charles Gabriel Pravaz, a przyrządy stosowane dawniej w praktyce medycznej posiadały szklany korpus i były wielokrotnego użytku. Dziś prawie wyłącznie używa się wyrobów jednorazowych o pojemności nominalnej 1–50 ml. Mimo to w procesie produkcyjnym każdy z nich poddawany jest sterylizacji gazowej, tlenkiem etylenu o właściwościach biobójczych.

Wróćmy jednak do fizycznych podstaw działania urządzenia, bo to one zapewne najbardziej interesują czytelników. W gotowej do użycia strzykawce tłoczek jest maksymalnie dociśnięty do zakończonego stożkiem końca jej korpusu. Gdy igłę zanurzymy w cieczy i zaczniemy odciągać

[3] Więcej o fali tętna można przeczytać w artykule: T. Kubiak, Fizyczny opis układu tętniczego na przykładzie modelu powietrzni - teoria i eksperyment, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 5 (2016), s. 16-19.

eprasa.pl 0f0379b44b

w cylindrze pod nim wygenerowane zostanie podciśnienie. Z kolei na powierzchnię płynu, znajdującego się w naczyniu, z którego tenże pobieramy, działa ciśnienie atmosferyczne, wpychając go do igły i dalej do strzykawki (fot. 4). Po wyjęciu igły z cieczy to właśnie panujące u jej wylotu ciśnienie atmosferyczne pomaga utrzymać substancję płynną wewnątrz strzykawki.

W trakcie iniekcji tłok na skutek wywieranego nań nacisku przesuwany jest w cylindrze, wypychając jego zawartość na zewnątrz. Należy pamiętać, iż każda końcówka posiada pewną niewielką objętość zalegającą (przestrzeń martwą). Ciekawym problemem fizycznym wydaje się obliczenie parametrów wypływu cieczy ze strzykawki. Załóżmy, że pole przekroju poprzecznego jej cylindra wynosi S_1, natomiast pole przekroju otworu wylotowego S_2. W pierwszej kolejności warto posłużyć się równaniem ciągłości strugi:

$$S_1 v_1 = S_2 v_2$$

gdzie: v_1 – szybkość przepływu w cylindrze, v_2 – szybkość przepływu przez wylot strzykawki.

Następnie można zapisać równanie Bernoulliego dla rozważanej sytuacji:

$$p_0 + \frac{F}{S_1} + \frac{1}{2}\rho v_1^2 + \rho g h_1 = p_0 + \frac{1}{2}\rho v_2^2 + \rho g h_2$$

gdzie: p_0 – ciśnienie atmosferyczne, F – siła wywierana na tłoczek, ρ – gęstość cieczy (leku), h_1 i h_2 – odpowiednio początkowy i końcowy poziom płynu w strzykawce.

W najprostszym przypadku, gdyby lek podawany był przy horyzontalnym ułożeniu strzykawki (wówczas $h_1 = h_2$) szybkość jego wypływu v_2 można obliczyć, jako:

$$v_2 = \sqrt{\frac{2F}{S_1 \rho \left(1 - \frac{S_2^2}{S_1^2}\right)}}$$

Należy pamiętać, że w przypadku leku o większej lepkości dynamicznej η, przepływ wolumetryczny Q przez igłę o długości l i promieniu r ustala się z wykorzystaniem prawa Hagena-Poiseuille'a:

$$Q = \frac{F \pi r^4}{8 \eta l S_1}$$

Dodatkowe uwzględnienie tarcia występującego między cylindrem a tłoczkiem przy jego przemieszczaniu oraz oporów stawianych przez tkanki przy wstrzykiwaniu leku może sprawić, że analiza funkcjonowania strzykawki znacznie się skomplikuje.

Miejmy zatem świadomość, iż działanie nawet najprostszych instrumentów medycznych kryje w sobie ciekawą fizykę.

LITERATURA

[1] K. Mangion, The stethoscope, Malta Medical Journal 19(2), (2007), s. 41-44.
[2] H. Eshach, A. Volfson, Explanatory model for sound amplification in a stethoscope, Physics Education 50 (1), s. 75-80.
[3] Ł. J. Nowak, K. M. Nowak, Acoustic characterization of stethoscopes using auscultation sounds as test signals, The Journal of the Acoustical Society of America 141, (2017), s. 1940 – 1946.
[4] C. Smith, Transducer for sensing body sounds, Patents: US 6498854 B1 (2002) i US 7940937 B2 (2011)
[5] R. Filipowicz, Historia stetoskopu, Warszawa 2012 (https://www.stetoskop.pl/o--stetoskopach/historia-stetoskopu; dostęp 4 II 2018 r.) oraz „Budowa i działanie stetoskopu", (https://www.stetoskop.pl/o-stetoskopach/budowa-i-dzialanie; dostęp 4 II 2018 r.).
[6] C. F Babbs, Oscillometric measurement of systolic and diastolic blood pressures validated in a physiologic mathematical model, BioMedical Engineering OnLine 11, (2012), s.1-22.
[7] G. Ogedegbe, T. Pickering, Principles and techniques of blood pressure measurement, Cardiology Clinics, 28(4), (2010), s. 571-586.
[8] M. Yeats, The maintenance of an aneroid sphygmomanometer, Update in Anaesthesia 3 (1993), s. 26-28.
[9] J. Avison, The World of Physics, Thomas Nelson and Sons, Cheltenham 1989, s. 95.
[10] A. Fry, Injecting Highly Viscous Drugs, Pharmaceutical Technology 26(11), (2014), s.30-32.

eprasa.pl 0f0379b44b

WYDANIE SPECJALNE *FIZYKI W SZKOLE*

WERSJA ELEKTRONICZNA – PLIK PDF

- ✓ **Jak to się zaczęło?**
- ✓ **Co to są wielkie pęki?**
- ✓ **Promieniowanie kosmiczne a fizyka cząstek elementarnych**
- ✓ **Promieniowanie kosmiczne a życie na Ziemi**
- ✓ **Zapomniani odkrywcy**
- ✓ **W poszukiwaniu Wyspy Stabilności**

Cena 25 zł
(w tym 8% VAT)

Szczegóły i formularz zamówienia na www.aspress.com.pl/wydania-specjalne/

eprasa.pl 0f0379b44b

Foto – Dreamstime

Fizyka u okulisty i optometrysty

Zmysł wzroku dostarcza nam około 80% informacji ze środowiska zewnętrznego. Jeśli zatem widzimy prawidłowo, możemy w pełni sprawnie funkcjonować w otaczającym nas świecie. Niestety, współcześnie u coraz większej części populacji ujawniają się zaburzenia czynności narządu wzroku. W celu uzyskania pomocy udajemy się do różnych specjalistów, którzy w swojej pracy bazują nie tylko na osiągnięciach fizjologii i medycyny, ale przede wszystkim optyki oraz biofizyki. Przyjrzyjmy się zatem, jak fizyka pomaga w badaniu oraz usprawnianiu procesu widzenia.

Tomasz Kubiak

Wielu z nas w przypadku problemów ze wzrokiem w pierwszej kolejności kieruje się do lekarza okulisty. Ten jednak specjalizuje się przede wszystkim w diagnozowaniu i leczeniu chorób oczu. Badaniem i monitorowaniem wad refrakcji a także doborem odpowiedniej korekcji w postaci okularów lub soczewek kontaktowych współcześnie zajmują się natomiast coraz powszechniej optometryści. Co ciekawe, w Polsce przedstawiciele tego zawodu zdobywają fachową wiedzę oraz odpowiednie kwalifikacje na dedykowanym kierunku studiów, prowadzonych m.in. na wydziałach fizyki uniwersytetów w Poznaniu czy Warszawie.

Z kolei za przygotowanie okularów korekcyjnych wg sporządzonej recepty oraz dobór odpowiednich powłok antyrefleksyjnych odpowiedzialni są optycy okularowi. Nietrudno domyślić się, iż reprezentanci wszystkich wymienionych profesji muszą posiadać gruntowną wiedzę z optyki oraz biofizyki. Wiele zagadnień może okazać się fascynujących również dla szerokiego grona miłośników nauk przyrodniczych, dlatego w niniejszym artykule ich podstawy zostaną przybliżone wszystkim zainteresowanym.

Prawidłowe widzenie

Na wstępie należy przypomnieć, iż stali czytelnicy "Fizyki w Szkole" mieli już sposobność zapoznania się z budową oka (Rys. 1) oraz funkcjonowaniem układu wzrokowego. Zagadnienia te bowiem zostały omówione w odrębnym artykule.[1] Przypomnijmy tylko, iż światło wpada do oka przez przezroczystą rogówkę. Strukturę tę charakteryzuje współczynnik załamania n = 1,376 i zdolność skupiająca +43 dioptrie, co stanowi około 2/3 mocy łamiącej całego oka. Promienie świetlne ulegają zatem na niej refrakcji a następnie biegną dalej przez ciecz wodnistą (n = 1,336), wypełniającą komorę przednią oka.

Ilość światła, która przedostaje się do wnętrza gałki ocznej, jest regulowana przez tęczówkę. Jej funkcjonowanie

[1] T. Kubiak, Od biofizyki układu wzrokowego do złudzeń optycznych, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 6 (2019), s. 4-10.

Rys. 1. Schemat budowy gałki ocznej.

porównuje się często do działania przysłony w aparacie fotograficznym. Tak jak nachodzące na siebie metalowe listki regulują wielkość apertury, a tym samym ilość światła padającego na element światłoczuły w aparacie, tak dwa układy działających antagonistycznie mięśni zmieniają wymiary źrenicy, czyli okrągłego otworu w tęczówce. Nawet w warunkach domowych, przy użyciu lampki ze ściemniaczem oraz lustra, można łatwo sprawdzić doświadczalnie rozszerzanie się źrenicy przy słabym oświetleniu i wyraźne jej zwężanie przy ekspozycji na silne światło.

Tytułem dygresji warto dodać, że natężenie oświetlenia zewnętrznego nie jest jedynym czynnikiem wpływającym na szerokość źrenic. I niekoniecznie musimy zaraz odwoływać się do działania środków psychoaktywnych. Humaniści mawiają bowiem, iż oczy są zwierciadłem duszy. Zainspirowani tym powiedzeniem fizjolodzy i psycholodzy w swoich badaniach udowodnili pozytywny odbiór wrażeń wzrokowych, przejawiający się właśnie w stopniu rozszerzenia źrenic.[2] Z własnych obserwacji wiemy natomiast, że powiększają się one również w sytuacji zgoła odmiennej, tj. u osób ogarniętych silnym lękiem (w rezultacie działania układu współczulnego). Wracając do fizyki widzenia, wypada jeszcze nadmienić, iż średnica źrenicy zmniejsza się także, gdy zbliżamy obserwowany obiekt do oka (podczas akomodacji).

Układ optyczny naszego oka wykazuje nastawność, czyli umożliwia nam ostre widzenie przedmiotów znajdujących się w różnych odległościach. W tym przypadku kluczowa jest oczywiście rola soczewki. Dwuwypukła, przezroczysta struktura, zbudowana z warstw charakteryzujących się niejednakowymi gęstościami optycznymi, może bowiem zmieniać swój kształt na skutek działania mięśni rzęskowych.[3] Gdy patrzymy w dal, są one rozluźnione a soczewka spłaszczona. Jeśli natomiast obserwujemy obiekt położony blisko, mięśnie rzęskowe napinają się a soczewka przyjmuje bardziej uwypuklony kształt. Dzięki temu zwiększa się załamanie promieni świetlnych, zmienia ogniskowa a tym samym zdolność skupiająca układu.

Jeśli oko nie akomoduje (moc układu optycznego jest najmniejsza)[4], na jego osi optycznej można zlokalizować punkt, który jest ostro odwzorowany na siatkówce. Nazywamy go punktem dali P_D, a odwrotność jego odległości od wierzchołka rogówki s_D określamy mianem refrakcji oka R (wyrażanej w dioptriach):

$$R = \frac{1}{s_D}$$

Dla oka miarowego P_D zlokalizowany jest w nieskończoności (patrz rys. 2a), zatem refrakcja wynosi 0. Nietrudno domyślić się, iż dzięki nastawności oka w sposób ostry mogą zostać odwzorowane wszystkie obiekty położone pomiędzy punktami dali i bliży. W tym ostatnim przypadku soczewka uzyskuje największą moc, czyli mamy do czynienia z okiem maksymalnie akomodującym. Warto również dodać, że zdolność nastawczą oka charakteryzuje amplituda akomodacji A_A. Wyznaczamy ją, stosując prostą formułę:

$$A_A = \frac{1}{s_D} - \frac{1}{s_B} = R - \frac{1}{s_B}$$

s_D i s_B oznaczają tu odpowiednio odległości punktu dalekiego i bliskiego oka. Ostatni z wymienionych punktów u dzieci znajduje się kilka centymetrów od oka, ale z wiekiem się od niego oddala, co oczywiście skutkuje zmniejszeniem zakresu akomodacji.

W ramach przypomnienia podstawowych informacji o funkcjonowaniu układu wzrokowego trzeba jeszcze wspomnieć, że promienie świetlne, których kierunek został zmieniony przez soczewkę, biegną dalej przez galaretowate ciało szkliste (n = 1,336) i finalnie trafiają na siatkówkę, gdzie prawidłowo powinno znajdować się ognisko układu optycznego oka. Na siatkówce zlokalizowane są bowiem receptory wzrokowe, czyli pręciki i czopki. To właśnie one, przy wsparciu innych wyspecjalizowanych komórek, odbierają bodźce świetlne i zamieniają je na impulsy elektryczne, które przez nerw wzrokowy przesyłane są do mózgu.

Wady refrakcji

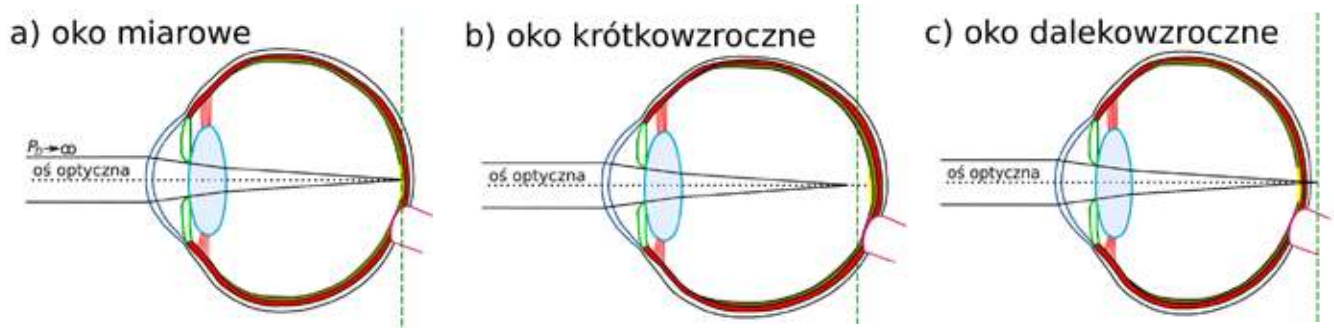
Ostre widzenie z różnych odległości zdecydowanie ułatwia codzienne funkcjonowanie. Jest ono również niezbędnym atrybutem przedstawicieli wielu zawodów, np. pilotów, kierowców, operatorów maszyn czy osób wykonujących

[2] Zainteresowanych odsyłam do artykułu: K. Kuraguchi, K. Kanari, Enlargement of female pupils when perceiving something cute, Scientific Reports (2021), 11:23367.

[3] Współczynnik załamania w części centralnej (tzw. jądrze) soczewki przyjmuje wartość n = 1,41, natomiast w jej regionach zewnętrznych n = 1,33.

[4] Gdy soczewka nie akomoduje, jej zdolność skupiająca wynosi ≈ 19 dpt., zatem całkowita moc układu optycznego oka wynosi wówczas ≈ 62 dpt.

[5] Informacja na podstawie: https://pap-mediaroom.pl/zdrowie-i-styl-zycia/wielkie-badanie-wzroku-coraz-wiecej-polakow-ze-stwierdzona-wada-lub-choroba (dostęp 15.09.2023).



Rys. 2. Bieg promieni świetlnych przez oko: a) miarowe (emmetropia); b) krótkowzroczne (miopia); c) dalekowzroczne (hiperopia).

prace precyzyjne. Niestety, badania statystyczne pokazują, iż ponad 54% Polaków ma stwierdzoną wadę lub chorobę oczu.[5] Oczywiście najczęściej mamy do czynienia z tzw. ametropią. Niemiarowość ta wynika z niedostosowania zdolności skupiającej układu optycznego oka do długości gałki ocznej danego człowieka, przez co promienie świetlne skupiane są, w zależności od rodzaju wady, przed albo za siatkówką.

W dobie pracy przy komputerze oraz nagminnego korzystania z urządzeń mobilnych najpowszechniejszą wadę refrakcji stanowi krótkowzroczność, określana przez fachowców również terminem miopia. Nietrudno domyślić się, iż osoby cierpiące na tę przypadłość nie widzą ostro obiektów znajdujących się w oddaleniu. Równoległa wiązka światła, biegnąca z założenia z nieskończoności, skupiana jest bowiem w ich oku przed siatkówką (patrz Rys. 2b). Przyczyną może być: zbyt długa gałka oczna (wydłużenie już o 1 mm w stosunku do jej standardowego osiowego wymiaru ≈ 24 mm objawia się wadą refrakcji -3 dpt); nadmiernie wypukła rogówka lub soczewka (zmniejszenie promienia krzywizny rogówki o 1 mm skutkuje wadą -6 dpt) albo zwiększony współczynnik załamania światła w rogówce lub soczewce. Co ciekawe, u cukrzyków hiperglikemia wywołuje obrzęk osmotyczny soczewki i przesuwa refrakcję w stronę krótkowzroczności.

W przypadku miopii zdefiniowany wcześniej punkt dali P_D leży w skończonej odległości przed okiem, stąd odległość s_D a tym samym refrakcja są ujemne. Wady do -3 dpt, klasyfikowane jako niskie, pojawiają się najczęściej w wieku szkolnym, gdy dzieci zmuszone są przez wiele godzin skupiać wzrok na przedmiotach położonych blisko, np. książkach, zeszytach albo tabletach, pracując dodatkowo w pomieszczeniach ze sztucznym oświetleniem. Tego typu krótkowzroczność szkolna stabilizuje się zazwyczaj około 18-20 roku życia, czyli wraz z zakończeniem wzrostu gałki ocznej.

Z kolei wysoka miopia (wada większa niż -6 dpt) rozwija się zazwyczaj już w bardzo wczesnym dzieciństwie na skutek kombinacji czynników genetycznych i środowiskowych. Miłośników historii zainteresuje na pewno fakt, że mechanizm krótkowzroczności wraz ze sposobem korekcji tej wady za pomocą soczewek wklęsłych opisał już w 1604 roku wybitny niemiecki astronom Johannes Kepler.[6] Uczony ten nie ograniczał się jednak tylko do dyskutowania o problemach z ostrością wzroku. Interesowała go bowiem również anatomia prawidłowa gałki ocznej oraz szeroko pojęta fizyka widzenia.

Niewyraźny obraz oddalonych obiektów to oczywisty objaw krótkowzroczności. U części społeczeństwa mamy jednak do czynienia z sytuacją zgoła odmienną. Niektórzy widzą bowiem stosunkowo dobrze z daleka, ale mają wyraźny problem ze skupianiem wzroku na przedmiotach umiejscowionych blisko. Tak dzieje się m.in. w przypadku dalekowidzów. W nadwzroczności, określanej również przez fachowców jako hiperopia czy hipermetropia, równoległa wiązka światła w oku nieakomodującym ogniskowana jest za siatkówką (Rys. 2c).

Przyczyna tkwi w zbyt krótkiej gałce ocznej (wówczas normalna moc układu optycznego okazuje się dla niej zbyt słaba) albo niedostatecznie zakrzywionej rogówce lub soczewce (załamanie promieni świetlnych jest niewystarczające). Bliskie obiekty są zatem nieostre, a dalej położone przedmioty widziane zdecydowanie lepiej, ale kosztem wzmożonej eksploatacji mięśni rzęskowych, zmieniających krzywiznę soczewki.

Długotrwałe nadmierne napięcie akomodacji (tym większe, im bliżej znajduje się oglądany przedmiot), będące próbą skompensowania nieskorygowanej nadwzroczności, prowadzi do szeregu dalszych dolegliwości, m.in. zmęczenia oczu czy bólów głowy. W przypadku oka nadwzrocznego punkt dali P_D jest pozorny, leży za okiem w miejscu przecięcia przedłużeń ogniskowanych promieni z osią optyczną. Odległość s_D a tym samym refrakcja są zatem dodatnie. Za niską dalekowzroczność uznaje się zazwyczaj wadę do +2,5 dioptrii, natomiast za wysoką tę, wynoszącą ponad + 6 dpt.

Co ciekawe, u noworodków nadwzroczność występuje fizjologicznie ze względu na mały wymiar osiowy oka. W pierwszych latach życia, wraz z szybkim wzrostem ciała, gałka oczna powinna jednak osiągnąć już odpowiednią długość.[7] Dodatkowo u dzieci występuje duży zakres akomodacji, który pozwala nawet do pewnego stopnia kompensować nadwzroczność. Ze względu na obciążenia

[6] W pracy Keplera „Astronomiae Pars Optica" znajdowały się m.in. rysunki obrazujące funkcjonowanie narządu wzroku.
[7] Do około 8 roku życia zachodzi proces tzw. emmetropizacji, czyli stopniowego zmniejszania się nadwzroczności.

eprasa.pl 0f0379b44b

środowiskowe czy genetyczne może jednak ujawnić się niemiarowość zdecydowanie większa niż wynikałoby to z naturalnego etapu rozwoju młodego organizmu. Pogłębiająca się wada wymaga oczywiście odpowiedniej korekcji, o czym będzie jeszcze mowa w dalszej części artykułu. Warto jednak jeszcze wspomnieć, iż pionierskie badania nad dalekowzrocznością prowadził już w XIX stuleciu holenderski fizjolog i oftalmolog Franciscus Cornelis Donders. Uważa się, że jako pierwszy oficjalnie rozróżnił on nadwzroczność od starczowzroczności, określanej dziś mianem prezbiopii.

Każdy z czytelników zaobserwował zapewne, że część osób po 40-tym roku życia oraz niemal wszyscy seniorzy używają okularów do czytania. Mają oni bowiem kłopot ze skupianiem wzroku na małych literkach w książkach czy na wyświetlaczach urządzeń mobilnych. Początkowo próbują radzić sobie z problemem, oddalając znacznie tekst od oczu, co przez osoby związane zawodowo z optometrią nazywane jest potocznie syndromem „zbyt krótkiej ręki". Przyczyną tych problemów, określanych właśnie jako prezbiopia, jest stopniowa, naturalna utrata elastyczności przez soczewkę wewnątrzgałkową oraz osłabienie mięśni oka. Grubsza i sztywniejsza soczewka staje się mniej podatna na zmianę kształtu, dlatego dostosowanie ostrości wzroku wymaga dłuższego czasu oraz większego wysiłku akomodacyjnego.

U osób ze starczowzrocznością problemy z ostrym widzeniem pogłębia dodatkowo słabe światło, przy którym źrenica jest bardziej rozszerzona. Dlatego ważne jest zapewnienie odpowiedniego oświetlenia czytanego tekstu oraz stosowanie okularów korekcyjnych. Generalnie uznaje się, że prezbiopia nie jest chorobą ani wadą refrakcji związaną z nieprawidłową budową gałki ocznej, a raczej procesem fizjologicznym, będącym następstwem starzenia się organizmu i ograniczenia zdolności akomodacyjnej oczu. Zapewne dotknie w przyszłości każdego z nas, lecz osoby nadwzroczne odczują jej następstwa szybciej.

Wracając do tematyki wad refrakcji, koniecznie należy wspomnieć jeszcze o niezborności, która zapewne znana jest szerokiemu gronu czytelników pod nazwą astygmatyzm. W literaturze popularnej często możemy spotkać się z obrazowym porównaniem kształtu gałki ocznej obarczonej tą niedoskonałością optyczną do piłki do rugby, podczas gdy prawidłowo powinna ona być kulista. Niesferyczność centralnej części rogówki stanowi podstawową przyczynę astygmatyzmu.

Trzeba jednak wspomnieć, że za niezborność odpowiadać może również deformacja soczewki lub jej niewłaściwe ustawienie, aczkolwiek sytuacja ta ma miejsce bardzo rzadko. Generalnie brak symetrii obrotowej rogówki sprawia, iż moce optyczne układu są różne w płaszczyznach prostopadłych do osi optycznej (poszczególnych przekrojach południkowych gałki ocznej). Obraz nie zostanie zatem dobrze odwzorowany, gdyż światło dla różnych południków zostanie skupione w innych miejscach. Zamiast jednego punktowego ogniska zlokalizowanego na siatkówce możemy więc mieć do czynienia z wieloma, położonymi w odmiennych od niej odległościach. Dwa skrajne ogniska odpowiadają najczęściej prostopadłym do siebie przekrojom głównym, dla których występuje największa i najmniejsza moc optyczna. Różnica obu tych mocy refrakcyjnych stanowi właśnie miarę astygmatyzmu.

Co ciekawe, niezborność współwystępuje z krótko- albo nadwzrocznością. Dla przykładu astygmatyzm krótkowzroczny zwykły cechuje się położeniem jednego z ognisk na siatkówce (w tym przekroju oko jest miarowe) a drugiego przed nią (dla tego przekroju występuje krótkowzroczność). Osoby cierpiące na astygmatyzm często skarżą się na bóle głowy, mają problemy z wyraźnym widzeniem, kontury obiektów wydają się być dla nich zniekształcone a światła lamp oraz reflektorów w nocy rozmyte. Regularne badanie wzroku oraz odpowiednio dobrana korekcja optyczna są niezbędne, aby osoby z niezbornością odzyskały komfort widzenia i pozbyły się dodatkowych dolegliwości towarzyszących tej wadzie.

Inne problemy ze wzrokiem

Omówione dotychczas wady refrakcji to najczęstsze problemy, z jakimi zgłaszamy się do optometrysty. Nie są to jednak wszystkie dysfunkcje układu wzrokowego, na które warto spojrzeć z punktu widzenia biofizyki. Jedną z najbardziej kłopotliwych i uważanych przez pacjentów za wstydliwą dolegliwością jest chociażby zez, nazywany też strabizmem. Objawia się on niezdolnością do jednoczesnego skierowania spojrzenia obojga oczu na jeden punkt. Oko dominujące patrzy wówczas na wybrane miejsce, natomiast drugie w zupełnie innym kierunku. U zdrowego człowieka spoglądającego w dal osie widzenia obojga oczu muszą być praktycznie równoległe. Takie wzorcowe ustawienie oczu określa się mianem ortoforii. Z kolei w obecności bodźca do fuzji osie widzenia powinny przecinać się w punkcie fiksacji. O zbieżności osi, która wywołana jest obserwacją przedmiotów bliskich, informuje wyrażana w dioptriach pryzmatycznych konwergencja K.

$$K = \frac{PD}{s}$$

gdzie: PD – odległość między środkami gałek ocznych, s – odległość punktu fiksacji od prostej łączącej środki obojga oczu. Warto zauważyć, że przy zbliżaniu się obserwowanego obiektu konwergencja K oraz akomodacja A wzrastają. Niestety, ruch gałek ocznych, z których każda kontrolowana jest przez sześć mięśni zewnątrzgałkowych, czasami nie jest prawidłowy. Niektóre z mięśni mogą bowiem być osłabione, porażone, pracować w sposób nieskoordynowany lub posiadać uszkodzone unerwienie.

Specjaliści wyróżniają wiele typów zezów jawnych, m.in. zbieżny (czyli ezotropię, gdzie gałka oczna odchyla się w stronę nosa), rozbieżny (egzotropię, z okiem skierowanym na zewnątrz twarzy), pionowy ku górze (hipertropię) czy pionowy ku dołowi (hipotropię) a także zezy skośne. Istotę opisanych wad najlepiej obrazuje Rys. 3. Dla zainteresowanych warto wspomnieć, że czasami podczas badania okulistycznego, gdy jedno z oczu zostanie zakryte, a tym samym widzenie obuoczne wyłączone, ujawnia

eprasa.pl 0f0379b44b

się zez ukryty (znany też jako foria lub heteroforia). Do jego powstania może przyczyniać się wada refrakcji, występująca w jednym z oczu, stąd zawsze należy pamiętać o właściwej korekcji.

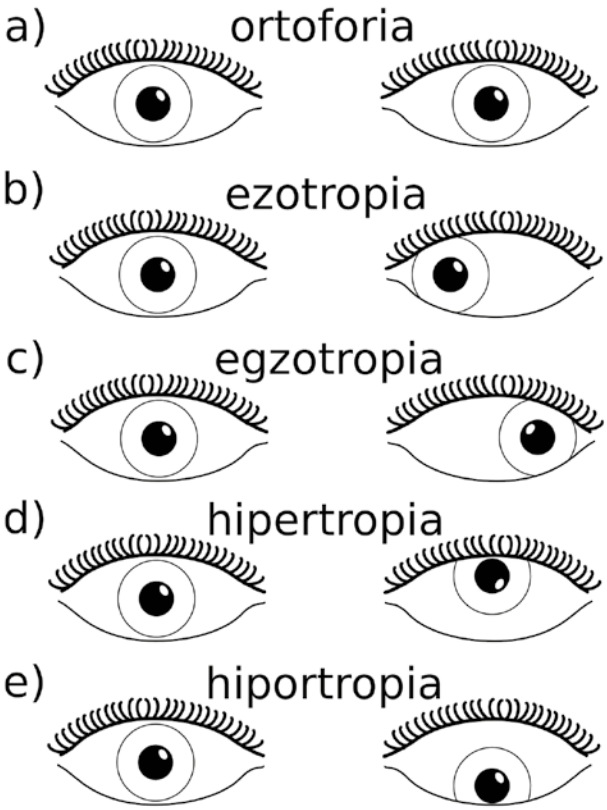
Wśród najpoważniejszych chorób oczu, z jakimi pacjenci zgłaszają się do okulisty, wymienia się jaskrę. Nieleczona prowadzić może do nieodwracalnego uszkodzenia nerwu wzrokowego. Ten ważny nerw, który przesyła impulsy z receptorów siatkówki do mózgu, scharakteryzował po raz pierwszy w XVIII w. włoski fizyk Felice Fontana. Badania teoretyczne i eksperymentalne nad biofizycznym mechanizmem powstawania jaskry prowadzono jednak znacznie wcześniej, a ich wyniki opublikował w 1622 roku angielski oftalmolog Richard Bannister.

Zablokowanie kanalików Schlemma, będących naturalnym odpływem cieczy wodnistej, wypełniającej komorę przednią oka, powoduje zwiększenie ciśnienia płynu wewnątrz gałki ocznej. Prawidłowo ciśnienie wewnątrzgałkowe powinno zawierać się w przedziale 8-21 mmHg. Jego wzrost na skutek upośledzonego drenażu, a tym samym nadmiernego gromadzenia się cieczy wodnistej, skutkuje uciskiem i postępującym uszkodzeniem nerwu wzrokowego. Pacjent zauważa wówczas objawy w postaci pojawiających się niczym halo obwódek wokół źródeł światła a także ubytku obwodowego pola widzenia.

W tym miejscu warto przytoczyć pewną ciekawostkę. Przypuszcza się bowiem, że niezwykły sposób przedstawiania świata na obrazach Vincenta van Gogha wynikał właśnie z jego problemów z narządem wzroku. Oprócz deuteranopii[8], o której świadczyć mają stosowane przez niego kolory, wymienia się też jaskrę. Dowodem wydaje się „efekt halo" wokół ciał niebieskich na obrazach „Gwiaździsta noc" i „Droga z cyprysem i gwiazdą" czy też wokół gazowych lamp z dzieła „Nocna kawiarnia".

Zaćma, znana również pod nazwą katarakta, stanowi kolejną powszechnie spotykaną chorobę degeneracyjną oczu. U osób po 65 roku życia może bowiem dojść do zmętnienia soczewki w jednym albo w obojgu oczu. Stopniowa utrata przejrzystości tej struktury objawia się poprzez różne symptomy, m.in. mgłę zaburzającą ostrość widzenia, zmianę zabarwienia soczewki, problemy z widzeniem barw czy zwiększoną wrażliwość na światło. Ostatecznie prowadzi do ślepoty. Wśród czynników sprzyjających rozwojowi zaćmy wymienia się m.in. wolne rodniki, czyli atomy lub cząsteczki posiadające jeden lub więcej niesparowanych elektronów a także różne przyczynki środowiskowe, np. narażenie na promieniowanie UV, palenie tytoniu itp.[9] Trzeba również mieć na uwadze, że oprócz zaćmy starczej istnieje także jej postać wrodzona, pojawiająca się najczęściej u dzieci już po narodzeniu.

Osoby w podeszłym wieku narażone są na jeszcze inne, poważne schorzenie oczu, t.j. zwyrodnienie plamki żółtej, oznaczane skrótem AMD od ang. Age-related Macular



Rys. 3. Ortoforia (a) oraz różne rodzaje zeza (b-e).

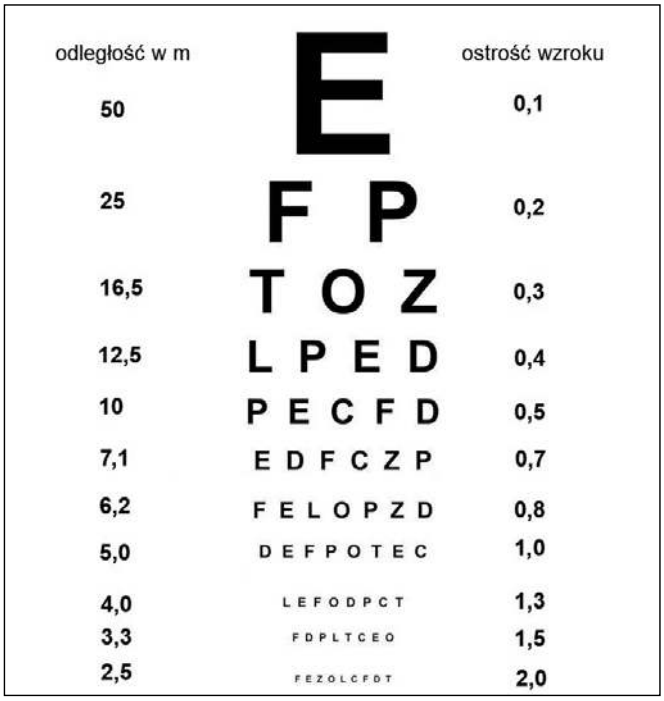
Degeneration. Jak sama nazwa wskazuje, problem ten dotyczy niedużego obszaru w centrum siatkówki (patrz ponownie Rys. 1). To tutaj znajduje się strefa najostrzejszego widzenia, czyli największe skupisko czopków. Warto przypomnieć, że to właśnie dzięki tym światłoczułym receptorom przy dobrym oświetleniu dostrzegamy kolory oraz szczegóły obrazu. AMD powoduje stopniową utratę widzenia środkowego (występuje zwiększający się z czasem mroczek centralny przy zachowanym widzeniu obwodowym) i barwnego (kolory przypominają te na wyblakłych fotografiach). Dodatkowo pacjenci skarzą się na zniekształcone widzenie przedmiotów i falowanie linii, jakie w normalnych warunkach powinni uznać za proste.

Zwyrodnienie plamki żółtej to choroba wieloczynnikowa. Postać wysiękowa ma związek z wytwarzaniem w siatkówce nieprawidłowych, nieszczelnych naczyń krwionośnych, które są odpowiedzialne za obrzęki oraz wylewy krwi. Łagodniejsza odmiana sucha objawia się postępującymi uszkodzeniami komórek nabłonka barwnikowego siatkówki w wyniku nagromadzenia się złogów tłuszczowych. Oczywiście oba procesy są skomplikowane i wieloetapowe. Według naukowców mechanizmy rodnikowe również odgrywają w nich pewną rolę.

[8] Deuteranopia to odmiana ślepoty barw, w której osoba nie rozpoznaje koloru zielonego lub myli go z czerwonym.

[9] O wykrywaniu wolnych rodników można przeczytać w artykule: T. Kubiak, Spektroskopia elektronowego rezonansu paramagnetycznego i jej przykładowe zastosowania w biofizyce i fizyce medycznej, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 2 (2016), s. 4-7.

eprasa.pl 0f0379b44b



Rys. 4. Tablica Snellena służy do badania ostrości wzroku.

Diagnostyka wad wzroku i chorób oczu

Wiedząc już, jakie problemy z układem wzrokowym mogą skłonić nas do wizyty u optometrysty czy okulisty możemy przyjrzeć się fizycznym metodom stosowanym w diagnostyce wad refrakcji oraz chorób oczu.

Zapewne każdy z czytelników w swoim życiu nawet kilkukrotnie miał wykonywane badanie ostrości wzroku. Oczywiście można przeprowadzać je na kilka sposobów. Tradycyjnie wykorzystuje się tzw. tablicę Snellena[10], czyli białą planszę z jedenastoma rzędami czarnych liter (rys. 4). W standardowej wersji zawiera ona 9 różnych znaków alfabetu (C, D, E, F, L, O, P, T, Z), przy czym na samej górze umieszczone jest pojedyncze duże E. Literki w kolejnych liniach (gdy patrzymy ku dołowi) stają się coraz mniejsze. Po lewej stronie dodatkowo naniesione są wartości odległości, z jakich posiadacze dobrego wzroku lub poprawnej korekcji powinni bez problemu przeczytać znaki z danej linii.

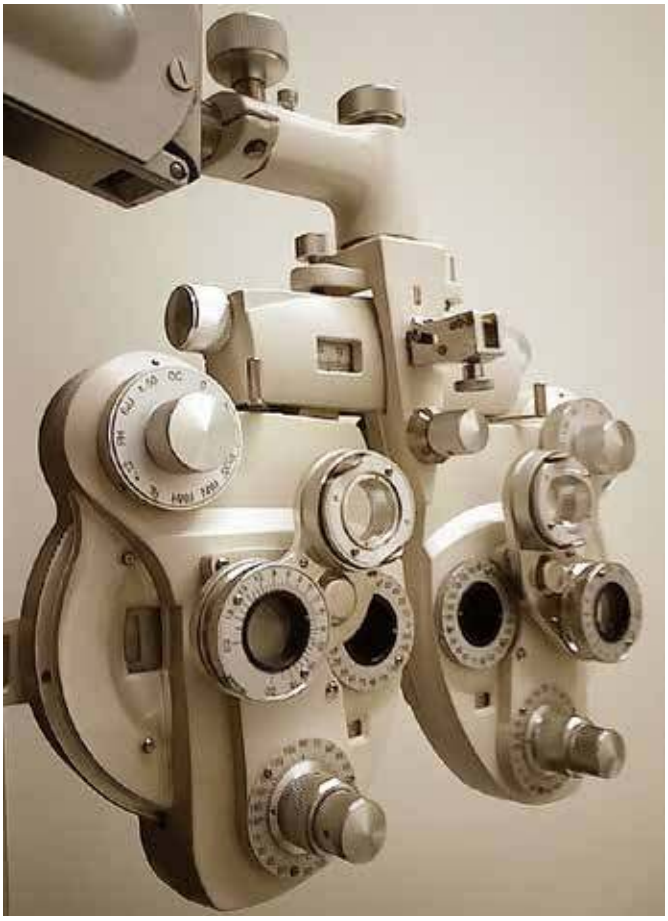
Istnieją też alternatywne wersje tablic, np. przeznaczone dla analfabetów oraz małych dzieci. Wówczas optotypami, czyli znakami graficznymi, które trzeba rozpoznać, mogą być obrazki (np. ustandaryzowane symbole LEA: kwadrat, kółko, jabłko, domek)[11] albo „widełki", czyli E ułożone w różnych orientacjach. Nietrudno domyślić się, że współcześnie zawieszone na ścianie, tekturowe plansze Snellena coraz częściej zastępuje się zamontowanym prostopadle do osi widzenia pacjenta i sterowanym pilotem monitorem optotypów. Łatwo wówczas w zależności od potrzeb zmieniać wyświetlane symbole na litery, cyfry czy obrazki.

Badania wskazują, że optymalne natężenie oświetlenia podczas ustalania ostrości wzroku u osób z krótkowzrocznością zawiera się w przedziale 400 – 500 lx.[12] Pacjent ma za zadanie odczytywać każdym okiem osobno (drugie pozostaje wówczas przesłonięte) kolejne rzędy optotypów z odległości 5 m (w krajach anglosa-

Fot. 1. Oprawy próbne ułatwiają właściwy dobór soczewek korygujących wadę wzroku.

[10] Nazwa upamiętnia działającego w Utrechcie holenderskiego oftalmologa Hermanna Snellena, który zaproponował tablicę w 1862 r.
[11] Symbole LEA do pediatrycznego badania wzroku wprowadziła fińska okulistka Lea Hyvärinen.
[12] Na podstawie: L. P. Tidbury i inni, Fiat Lux: the effect of illuminance on acuity testing, Graefes Arch. Clin. Exp. Ophthalmol. 254 (2016), 1091-1097.

eprasa.pl 0f0379b44b



Fot. 2. Głowica foroptera zawiera zestaw soczewek, filtrów i pryzmatów.

skich 20 stóp, czyli ≈ 6 m). Wynik testu, czyli tzw. visus, oznaczany jako V, zapisuje się w postaci ułamka:

$$V = \frac{d}{D}$$

Jego licznik stanowi właśnie odległość d, z jakiej literki były czytane, natomiast mianownik wskazuje dystans D, dla którego oko miarowe widziałoby prawidłowo ostatni z właściwie rozpoznanych przez badanego symboli na tablicy testowej.

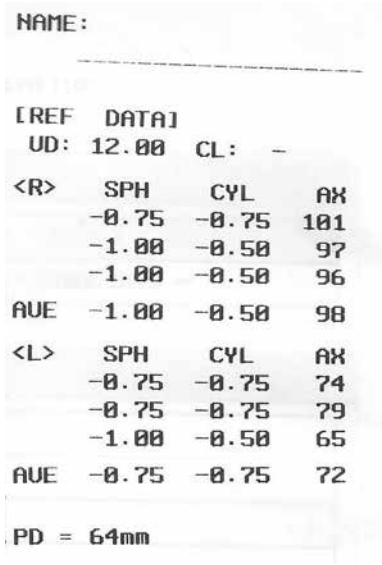
Dobra ostrość wzroku to wynik: 5/5; 20/20 albo 1,0 w przypadku stosowania ułamków dziesiętnych. Generalnie im większa liczba pod kreską ułamkową (albo mniejsza cyfra po przecinku), tym gorszy wzrok pacjenta. Przykładowo wynik 20/40 (czyli 0,5) wskazuje, iż człowiek dotknięty wadą refrakcji musi znaleźć się dwukrotnie bliżej obiektu, żeby widzieć go tak, jak osoba pozbawiona tej przypadłości. Rezultat poniżej 0,1 wskazuje tzw. ślepotę praktyczną, natomiast 0 oznacza ślepotę całkowitą.

Dla zainteresowanych warto wspomnieć, że w przypadku niewielkiego odsetka populacji można spotkać się z sytuacją zgoła odmienną, tzn. z wynikiem na poziomie 20/10, czyli 2,0. Oznacza to nadzwyczajnie dobry wzrok. Jego posiadacz z odległości 5 m widzi tak, jak inni zdrowi ludzie z 2,5 m, ma zatem szczególne predyspozycje do wykonywania zawodów typu pilot wojskowy.

Rys. 5. Autorefraktometr służy do komputerowego badania wzroku.

Tablice Snellena oprócz sprawdzania ostrości wzroku pomagają także dobrać optymalną korekcję. W tym przypadku potrzebny jest dodatkowo zestaw szkieł próbnych. W specjalnej kasecie optometrysta posiada ich nawet kilkaset. Cechują się różnorakimi wartościami sfery oraz cylindra. Są też soczewki pryzmatyczne. Wybrane szkła umieszcza się w specjalnych oprawkach o regulowanym rozstawie (Fot. 1) i zakłada pacjentowi. Procedurę powtarza się, aż korekcja zostanie uznana za najlepszą. Współcześnie coraz częściej oprawki próbne zastępuje profesjonalne urządzenie zwane foropterem (Fot. 2). Jego zamontowana na ruchomym ramieniu głowica zawiera zestaw sferycznych oraz torycznych soczewek a także filtrów i pryzmatów. W manualnych aparatach starszej generacji były one zmieniane i ustawiane w osi optycznej oka pacjenta ręcznie. Najnowsze foroptery elektroniczne są natomiast sterowane przy użyciu komputera, umożliwiając zdecydowanie szybszy dobór korekcji okularowej.

Podczas badania optometrycznego, oprócz zweryfikowania zdolności rozpoznawania odległych obiektów, konieczne jest również sprawdzenie ostrości wzroku do bliży. Ma to szczególne znaczenie u osób starszych, potencjalnie dotkniętych prezbiopią. Pacjentowi pokazuje się próbnik z linijkami tekstu napisanymi czcionkami o różnej wielkości. Musi je przeczytać z odległości 30-40 cm. Wyrazy na białym tle tablicy utworzone są z czarnych, standaryzowanych liter, przy czym najdrobniejsze znaki znajdują się u góry a największe na dole. Wynik badania podaje się w postaci ułamka, którego licznik wskazuje wartość liczbową przypisaną najmniejszej poprawnie odczytanej



NAME:

[REF DATA]
UD: 12.00 CL: -

<R>	SPH	CYL	AX
	-0.75	-0.75	101
	-1.00	-0.50	97
	-1.00	-0.50	96
AVE	-1.00	-0.50	98

<L>	SPH	CYL	AX
	-0.75	-0.75	74
	-0.75	-0.75	79
	-1.00	-0.50	65
AVE	-0.75	-0.75	72

PD = 64mm

Rys. 6. Wydruk z badania autorefraktometrem pacjenta z astygmatyzmem. Podano wartości sfery (sph), cylindra (cyl) i osi (ax).

czcionce, a mianownik oznacza dystans dzielący tablicę od oczu. Idealny rezultat to ostrość do bliży 0,5/30.

Na szyldach gabinetów okulistycznych i salonów optycznych często możemy napotkać informację, że przeprowadza się w nich komputerowe badanie wzroku. Urządzeniem wykorzystywanym podczas tej procedury jest autorefraktometr (Rys. 5). Pacjent siada, opiera brodę oraz czoło o podpórki i patrzy przez celownik na określony obrazek (np. domek), a maszyna automatycznie ustala charakterystykę jego wzroku. Przykładowy wynik dla pacjenta z astygmatyzmem przedstawia Rys. 6 (użyte symbole: sfery (sph), cylindra (cyl) i osi (ax) zostaną omówione w dalszej części artykułu).

Oczywiście tego typu aparat diagnostyczny wykorzystuje w swoim działaniu osiągnięcia takich dyscyplin jak: fizyka, informatyka czy automatyka. Autorefraktometry wysyłają wiązkę światła podczerwonego na siatkówkę osoby badanej i analizują promienie odbite. Wykorzystanie perspektywy zbieżnej sprawia, że wyświetlany obiekt wydaje się znajdować w dali, natomiast pojawiające się czasami zamglenie pomaga rozluźnić akomodację. Niekiedy nie w pełni się to udaje i u osób młodych autorefraktometry zamkniętego pola wskazują na bardziej ujemną wartość refrakcji niż jest ona w rzeczywistości. Warto zaznaczyć, iż wynik pomiarów automatycznych stanowi dla specjalisty jedynie wskazówkę przy dalszym doborze właściwej korekcji wzroku pacjenta.

Dzięki zintegrowaniu autorefraktometru z keratometrem możliwe jest wyznaczenie przedniej krzywizny rogówki. Odbywa się to na podstawie pomiaru wielkości obrazu odbitego, gdyż wspomniana struktura anatomiczna przypomina swoim kształtem zwierciadło wypukłe. Jeśli dwa centralne promienie krzywizny rogówki (odpowiednio najbardziej płaski i stromy) różnią się, wskazuje to na astygmatyzm rogówkowy. Co ciekawe, idea keratometrii pojawiła się już w 1619 r. za sprawą niemieckiego astronoma Christopha Scheinera, ale na jej praktyczną realizację trzeba było poczekać wiele lat. W 1880 roku Portugalczyk Antonio Placido wprowadził bowiem jakościową keratometrię ręczną. Wykorzystuje ona specjalny krążek z naprzemiennie ułożonymi czarnymi oraz białymi okręgami, których odbicia od przedniej powierzchni rogówki obserwuje się podczas badania.

Francuski inżynier i oftalmolog Louis Émile Javal wraz ze swym uczniem Hjalmarem Augustem Schiøtzem skonstruowali natomiast w 1881 r. urządzenie nazywane dziś keratometrem (lub oftalmometrem) Javala. Ten wyposażony w żarówkę aparat rzutuje na rogówkę dwie figury schodkowe a operator stara się ustawić w jednej linii i zetknąć ich obrazy.[13] Dla sferycznej rogówki odbicia figur powinny

Fot. 3. Przyrządy wykorzystywane przez optometrystów: a) oftalmoskop; b) skiaskop.

[13] Z budową keratometru Javala zapoznać się można na stronie Muzeum Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego: https://gumed.edu.pl/64893.html (dostęp z 12.09.2023)

stykać się również po obrocie ramion przyrządu o 90°. Jeśli się rozchodzą albo nakładają, mamy do czynienia odpowiednio z astygmatyzmem odwrotnym albo prostym. Warto dodać, że obecnie keratometr Javala ma przede wszystkim znaczenie historyczne, gdyż specjaliści wykorzystują urządzenia bazujące na systemach komputerowych oraz sensorach optycznych.

Wspomniany wcześniej norweski naukowiec Hjalmar Schiøtz przyczynił się do rozwoju okulistyki poprzez jeszcze jeden wynalazek – tonometr impresyjny służący do pomiaru ciśnienia wewnątrzgałkowego. Poprzez przyłożenie siły o znanej wartości pozwalał on zmierzyć odkształcenie (wgłębienie) znieczulonej rogówki. Oczywiście opór, jaki stawiała rogówka wciskanemu w nią, obciążonemu ciężarkiem metalowemu trzpieniowi, zależał od ciśnienia w oku. Gdy było ono wysokie, rogówka nie odkształcała się przy standardowej masie ciężarka i trzeba było zwiększyć obciążenie.

Nietrudno domyślić się, że ta prymitywna metoda w dzisiejszych czasach nie ma już racji bytu w diagnostyce jaskry. Zastąpiły ją m.in. tonometria aplanacyjna Goldmanna oraz bezkontaktowa (ang. air-puff). Pierwsza z wymienionych wymaga zabarwienia fluoresceiną (barwnikiem fluorescencyjnym) filmu łzowego powlekającego rogówkę. Pod wpływem nacisku tworzy on fluoryzujący w świetle niebieskim, okrągły menisk. Jest on widoczny w mikroskopie (w postaci zielonożółtych półokręgów, które należy odpowiednio zestawić), gdy do rogówki przykłada się końcówkę tonometru z podwójnym pryzmatem.

W myśl reguły zaproponowanej w oparciu o prace fizyków Armanda Imberta i Adolfa Ficka ciśnienie wywierane przez ciecz znajdującą się we wnętrzu kuli jest równe sile potrzebnej do jej odkształcenia podzielonej przez wielkość spłaszczonej powierzchni. W pomiarach zakłada się zatem, że średnie ciśnienie wywierane na rogówkę przez tonometr aplanacyjny Goldmanna odpowiada ciśnieniu wewnątrzgałkowemu. W praktyce należy jednak pamiętać o grubości rogówki centralnej.

W przypadku drugiej ze współcześnie stosowanych metod, czyli tonometrii bezkontaktowej spłaszczenie rogówki wywoływane jest skierowanym na jej powierzchnię strumieniem powietrza. Liczy się potrzebny do uzyskania odpowiedzi rogówki czas działania podmuchu. Za pomocą odpowiedniego algorytmu przeliczany jest on na ciśnienie. Wprawdzie dokładność badania jest mniejsza, ale szybkość wykonania i nieinwazyjność sprawia, że nadaje się ono do badań przesiewowych.

Wśród przyrządów stosowanych przez optometrystów ważne miejsce zajmuje skiaskop (fot.3b), czyli retinoskop manualny. Pomaga on w sposób obiektywny, tzn. bez aktywnego udziału pacjenta, zdiagnozować wadę jego wzroku. W przypadku skiaskopii dynamicznej pozwala on dodatkowo ocenić odpowiedź oczu na zastosowany bodziec do akomodacji, np. soczewkę lub tekst umieszczony na tabliczce nałożonej na przyrząd.

Generalnie niewielkie urządzenie wyposażone jest w źródło rzutujące wiązkę światła na siatkówkę, zwierciadło półprzepuszczalne pozwalające zmieniać jej położenie oraz wizjer obserwacyjny do oglądania obrazu poruszającej się plamki światła odbitego od dna oka. W przypadku oka miarowego obraz plamki powstaje w nieskończoności, przy nadwzroczności za okiem (a refleks porusza się w kierunku zgodnym z emitowaną wiązką), natomiast w krótkowzroczności przed okiem (refleks przemieszcza się w stronę przeciwną niż promień oświetlający).

Wziernikowanie dna oka odbywa się standardowo z wykorzystaniem oftalmoskopu (fot. 3a). Ten przyrząd również ma prostą budowę, składa się z uchwytu oraz głowicy wyposażonej w źródło światła, zestaw soczewek powiększających oraz filtrów barwnych. Diagnosta wykorzystuje go przede wszystkim do wykrywania patologicznych zmian w obszarze gałki ocznej, m.in. występowania zwyrodnienia plamki żółtej, zapalenia nerwu wzrokowego czy odwarstwienia siatkówki. Ocena naczyń krwionośnych i struktur anatomicznych wnętrza oka możliwa jest właśnie dzięki zwrotnemu odbiciu światła emitowanego przez głowicę oftalmoskopu.

Zastosowanie specjalistycznych przyrządów oraz testów bazujących na osiągnięciach fizyki wspomaga sprawną diagnostykę rozmaitych chorób bądź umożliwia ustalenie posiadanej przez pacjenta wady refrakcji. W tym ostatnim przypadku końcowym etapem pozostaje jeszcze dobór odpowiedniej korekcji z wykorzystaniem okularów bądź soczewek kontaktowych. Przyjrzyjmy się zatem bliżej tej kwestii.

Korekcja wad refrakcji

Zapewnienie ostrego widzenia u pacjentów z wadą refrakcji możliwe jest dzięki zastosowaniu prawidłowo dobranych soczewek korekcyjnych. Wówczas ich ognisko obrazowe musi znaleźć się w punkcie dalekim oka, tzn. soczewka wraz z układem optycznym oka powinna dawać na siatkówce ostry obraz przedmiotu zlokalizowanego w nieskończoności. Moc takiej soczewki wyliczymy ze wzoru:

$$D_s = \frac{\frac{1}{s_D}}{1 - l\frac{1}{s_D}} = \frac{R}{1 - lR}$$

Fot. 4. Soczewki sferocylindryczne wykorzystywane są do korekcji astygmatyzmu.

eprasa.pl 0f0379b44b

gdzie: l – odległość soczewki od płaszczyzny głównej układu optycznego oka, R – refrakcja oka.

Krótkowzroczność, w której równoległa wiązka światła skupiana jest w oku przed siatkówką, koryguje się za pomocą soczewek rozpraszających (ujemnych). Z kolei w przypadku nadwzroczności, gdzie równoległa wiązka światła w oku nieakomodującym ogniskowana jest za siatkówką, stosuje się soczewki skupiające (dodatnie). Warto nadmienić, że oddalenie soczewki od oka wymusza, w zależności od wady, zwiększenie mocy soczewki „minusowej" albo zmniejszenie mocy soczewki „plusowej". Oczywiście krzywizna i grubość soczewek dobierane są według stopnia korekcji.

Z ciekawą sytuacją mamy do czynienia w przypadku prezbiopii. Dawniej u osób starszych stosowano przede wszystkim okulary dwuogniskowe z korekcją odpowiednio do patrzenia na dal (górna strefa) oraz do czytania (część dolna). Tego typu rozwiązanie zaproponował już w XVIII w. Benjamin Franklin, który szkła bifokalne uzyskał poprzez połączenie połówek dwóch różnych soczewek okularowych przeznaczonych do dali i bliży.

Motywację dla wybitnego Amerykanina tym razem nie stanowiła ciekawość naukowa, a raczej prozaiczna chęć ułatwienia sobie życia i możliwość zrezygnowania z irytującej go konieczności zmiany okularów. Współcześnie coraz częściej u osób ze starczowzrocznością stosowane są okulary progresywne (wieloogniskowe). W ich przypadku pomiędzy górną strefą do patrzenia w dal a dolną do bliży istnieje łagodne przejście (gradient mocy), dzięki czemu możliwe jest ostre widzenie także z odległości pośrednich.

Osoby cierpiące na astygmatyzm powinny nosić soczewki, które pozwolą połączyć przesunięte względem siebie ogniska, powstające na skutek przejścia promieni świetlnych przez niesferyczną powierzchnię rogówki. Szkła cylindryczne, bo o nich mowa, po raz pierwszy w praktyce zastosował angielski astronom George Biddell Airy już w XIX w.

W jednym z przekrojów posiadają one zerową moc, natomiast w drugim moc odpowiadającą wartości astygmatyzmu. Generalnie zdolność zbierająca soczewki cylindrycznej zależy od współczynnika załamania (indeksu) materiału z jakiego została wykonana oraz promienia krzywizny walca, którego pobocznica stanowi jej powierzchnię łamiącą.

Warto jednak zauważyć, iż niezborności często towarzyszy krótko- albo dalekowzroczność. Aby skorygować obie wady, trzeba nie tylko połączyć punkty, w których skupiają się promienie świetlne, ale również to wspólne ognisko przesunąć na siatkówkę. Rozwiązaniem są w tym przypadku soczewki toryczne (fot. 4). W praktyce opisać je można jako złożenie soczewek: sferycznej (sfery) o takich samych mocach we wszystkich przekrojach oraz cylindrycznej (cylindra). Dodajmy jeszcze, że oś cylindra znajduje się w jego przekroju o zerowej mocy. Przyjmuje wartości 0° do 180° i określa ustawienie cylindra w oprawie. Korygowany cylindrycznie południk jest do niej prostopadły.

Po wizycie u optometrysty, gdy stwierdzony zostanie astygmatyzm, pacjent otrzymuje receptę na okulary. Dla każdego oka osobno widnieją na niej wartości sfery, cylindra jak również osi, aby optyk mógł właściwie przygotować soczewki sferocylindryczne. Przykładowy zapis to: sph -0,25, cyl -1,0, oś 45°, co oznacza: sferę -0,25 dpt, cylinder -1,0 dpt w osi 45°. Co ciekawe, można dokonać przeliczenia mocy szkieł, aby cylinder miał znak przeciwny, w naszym przypadku dodatni. Wówczas sumuje się wartości sfery oraz cylindra, zmienia znak cylindra na przeciwny (bez ingerencji w jego wartość bezwzględną) oraz modyfikuje oś o 90°. Dla powyższego przykładu będziemy zatem mieli: sph -1,25; cyl +1,0; oś 135°. Same soczewki sferocylindryczne mogą mieć różnorodną konstrukcję, najczęściej spotyka się jednak meniskową, w której powierzchnia przednia jest wypukła, a tylna wklęsła. Cylinder soczewki torycznej znajduje się wówczas na tej tylnej powierzchni.

Ponadto przy doborze okularów ważny jest pomiar rozstawu źrenic PD (ang. pupillary distance). W zasadzie najlepiej wyznaczyć odległości od centrum każdej z nich do środka nasady nosa (bo twarz nie musi być idealnie symetryczna), aby później właściwie ustawić osie optyczne soczewek na linii widzenia.

W przeszłości soczewki okularowe wykonywano ze szkła, obecnie z nietłukącego się plastiku. Dodatkowo współcześnie na ich powierzchnię nanosi się różnorodne powłoki, m.in. filtr UV, warstwy antyrefleksyjne, antystatyczne, hydrofobowe czy uodporniające na zarysowania. Wiele osób uważa, że okulary nadają twarzy interesujący wygląd. Są jednak i tacy, którzy dostrzegają przede wszystkim ich wady, czyli fakt, że ramki ograniczają pole widzenia, a szkła brudzą się oraz zaparowują, tzn. skrapla się na nich para wodna, gdy osoba nosząca okulary zimą wchodzi do ciepłego pomieszczenia.

Alternatywą dla okularów mogą być soczewki kontaktowe. Nie wszyscy jednak mogą je nosić, przeciwwskazaniem są chociażby alergie, stany zapalne, zespół suchego oka czy po prostu dyskomfort pacjenta. Soczewki kontaktowe muszą być zbudowane z biokompatybilnego materiału, który posiada odpowiednie właściwości optyczne (tj. wysoką przezroczystość oraz stosowny współczynnik załamania) a także mechaniczne (elastyczność i wytrzymałość). Powinny przepuszczać O_2, aby rogówka, na którą są zakładane, pozostała dotleniona.

Na rynku dostępne są soczewki miękkie jednodniowe (jednorazowe, np. silikonowo-hydrożelowe) przeznaczone do noszenia tylko w dzień. W sprzedaży mamy też soczewki wielokrotnego użytku, dwutygodniowe, miesięczne a nawet roczne. Wymagają one jednak pielęgnacji (czyszczenia i dezynfekcji), ściągania na noc i trzymania zanurzonych w specjalnym płynie a także bezwzględnego przestrzegania higieny przy każdym dotknięciu. Miękkie soczewki kontaktowe charakteryzowane są przez szereg parametrów, m.in. grubość, średnicę zewnętrzną oraz promień krzywizny tylnej powierzchni. Co ciekawe, moc plusowej soczewki kontaktowej, oznaczmy ją jako D_{sk}, jest większa od mocy D_o odpowiadającej jej soczewki okularowej:

$$D_{sk} = \frac{D_o}{1 + lD_o}$$

eprasa.pl 0f0379b44b

gdzie: l – odległość tylnej powierzchni soczewki okularów od wierzchołka rogówki (l < 0).

Z kolei w przypadku krótkowzroczności moc soczewek (minusowych) powinna być mniejsza niż moc szkieł okularowych. Oczywiście soczewki kontaktowe, w zależności od wady, mogą posiadać rozmaitą geometrię (sferyczne, toryczne, dwuogniskowe, wieloogniskowe). Interesująca wydaje się koncentryczna budowa tych multifokalnych. Pierścienie o wzrastającym promieniu, tworzące strefy o naprzemiennych mocach do bliży i dali, otaczają centrum przeznaczone do patrzenia w bliż albo dal i ułatwiają ostre widzenie z różnych odległości.

Warto wspomnieć jeszcze o wielorazowych, twardych soczewkach kontaktowych zrobionych z gazoprzepuszczalnego materiału RGP (od ang. Rigid Gas Permeable). Mają one zastosowanie w przypadku skomplikowanych wad wzroku (np. silnego, nieregularnego astygmatyzmu). Specjalne, indywidualnie dopasowywane i zakładane tylko na noc twarde soczewki kontaktowe wykorzystuje się również do tzw. ortokorekcji wad refrakcji, takich jak niewielka krótkowzroczność czy astygmatyzm. Pod wpływem nacisku wywieranego przez stabilnokształtną soczewkę na centralną część rogówki, stopniowo zmienia się jej krzywizna a tym samym poprawia się wzrok. Niestety efekt nie jest stały i po zaprzestaniu noszenia soczewek (w czasie do kilku tygodni) rogówka powraca do pierwotnego kształtu, a tym samym wada znowu się pojawia.

Okulista oraz optometrysta to niezwykle ciekawe zawody, których podstawę stanowi specjalistyczna wiedza z optyki oraz biofizyki widzenia. Nie bez znaczenia są też informacje z zakresu fizyki polimerów, gdyż na rynku pojawiają się nowsze materiały do produkcji soczewek kontaktowych. Dzięki praktycznemu zastosowaniu osiągnięć nauki udaje się coraz większej grupie ludzi przywrócić komfort widzenia i mam nadzieję, że po przeczytaniu tego artykułu czytelnicy będą mieli tego świadomość.

Literatura:

[1] A. Przekoracka-Krawczyk, P. Jaśkowski, Biofizyka układu wzrokowego [w:] Biofizyka pod red. F. Jaroszyka, PZWL, Warszawa 2008, s. 541-582.
[2] J. Pniewski, Soczewki kontaktowe wieloogniskowe. Podstawy własności optycznych. Optyk Polski, 5(69) 2022, s.20-23.
[3] M. H. Niżankowska, Okulistyka – podstawy kliniczne, PZWL, Warszawa 2007.
[4] A. Styszyński, Korekcja prezbiopii soczewkami kontaktowymi, Optyk Polski 1 (65) 2022, s. 58-60.
[5] A. Przekoracka-Krawczyk, R. Naskręcki, R, Dysfunkcja akomodacji i metody jej badań, Optyka 6, 2010, s. 24-30.
[6] A. Styszyński, Powtórka z optyki (cz. III), Optyk Polski 3(61), 2021, s. 44-51.
[7] M. Molska, R. Naskręcki, Astygmatyzm – klasyfikacja, metody badania i korekcji, Optyka 1(32) 2015, s. 36-38.
[8] M. Czaińska, Astygmatyzm – charakterystyka wady, Optyka 5(42), 2016, s. 28-31.
[9] D. Olkowska, Prezbiopia – metody korekcji, Optyka 1(68), 2021, s. 40-44.
[10] A. Styszyński, Widzenie obuoczne, cz. 4, Optyk Polski 5 (69) 2022, s. 58-60.
[11] S. Meredith, Jak dbać o wzrok, słuch, smak i węch, Reader's Digest, Warszawa 2009, s.18-113.
[12] U. Ostermeier-Sitkowski, Lepiej widzieć bez i w okularach. Ćwiczenia wzroku, Warszawa 2006.
[13] M. L. Kwitko, M. Ross, Oczy, KDC, Warszawa 2003.
[14] J. Wosik, J. Pniewski, Dokładność i powtarzalność obiektywnego pomiaru wady refrakcji konwencjonalnym autorefraktometrem, autorefraktometrem otwartego pola oraz aberrometrem u młodych dorosłych, Optyka 5(60), 2019, 34-38.

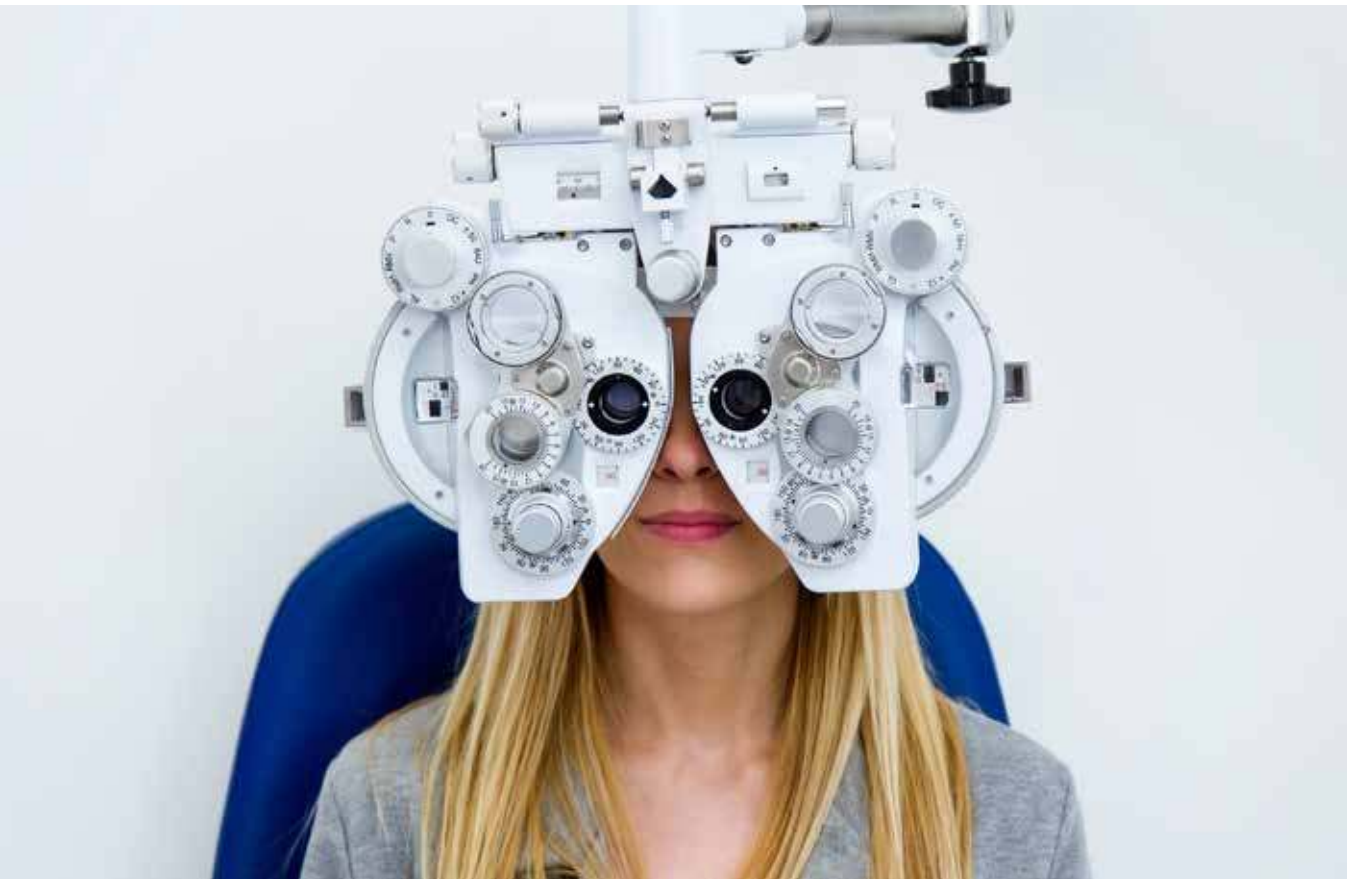
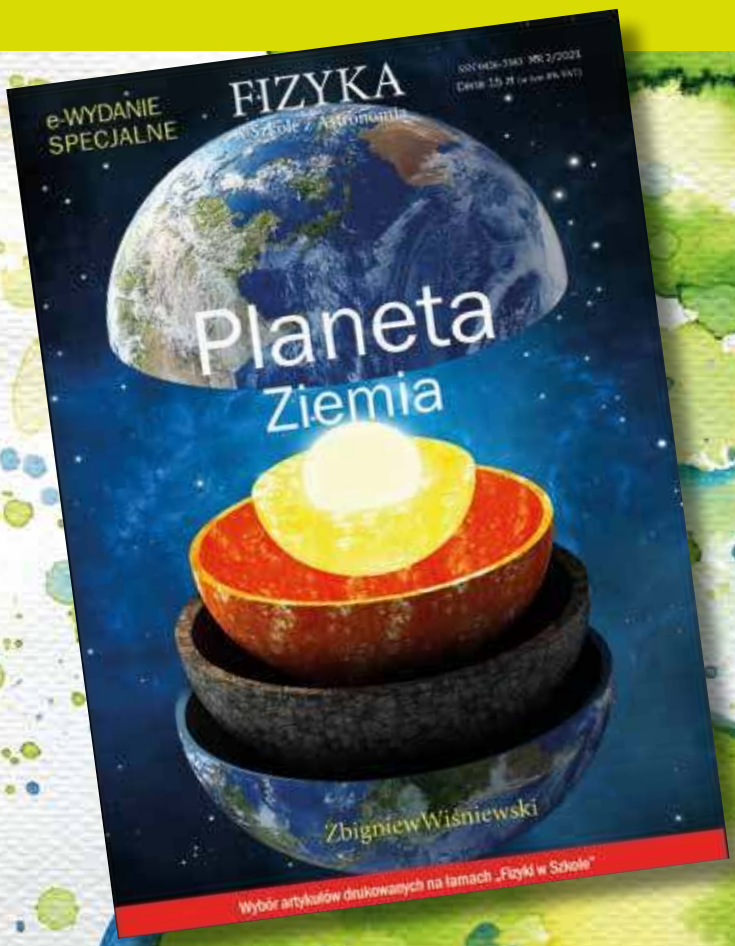


Foto Dreamstime

eprasa.pl 0f0379b44b

WYDANIE SPECJALNE W WERSJI ELEKTRONICZNEJ – PLIK PDF



15 artykułów o tym, dlaczego Ziemia jest planetą wyjątkową!

Cena 15 zł
(w tym 8% VAT)

Szczegóły i formularz zamówienia na www.aspress.com.pl/wydania-specjalne/

eprasa.pl 0f0379b44b

Fizyka u kardiologa

Wizytę u kardiologa zapewne niewielu z nas łączy z fizyką. Praca lekarza specjalisty, który zajmuje się chorobami układu sercowo-naczyniowego, kojarzy się bowiem przede wszystkim z ordynowaniem specjalistycznych leków. Nie należy jednak zapominać, że do wykrywania i leczenia schorzeń kardiologicznych współcześnie wykorzystywana jest skomplikowana aparatura medyczna a sam opis funkcjonowania układu krwionośnego łączy w sobie aspekty elektryczne, mechaniczne, termodynamiczne oraz hydrauliczne. Warto zatem przybliżyć czytelnikom fizyczne aspekty diagnostyki i terapii zaburzeń pracy serca a także poznać podstawy działania wybranego sprzętu wykorzystywanego przez kardiologów.

Tomasz Kubiak

Fizjologia układu krążenia

Serce, pomimo wielu symbolicznych znaczeń, stanowi dla przyrodników przede wszystkim kluczowy dla funkcjonowania organizmu narząd. Z kolei stosując terminologię techniczną, moglibyśmy przyrównać je do pompy zalewowo-tłoczącej. Podczas skurczu grubościennej lewej komory krew wyrzucana jest pod dużym ciśnieniem do aorty. Ze względu na obwodowy opór naczyniowy tylko część jej objętości przepływa bezpośrednio do tkanek, reszta natomiast zostaje zmagazynowana w rozdymającej się aorcie i dużych tętnicach dzięki sprężystym właściwościom ich ścian.

Z kolei podczas rozkurczu, gdy zastawka aortalna jest zamknięta, arterie kurczą się i oddają nadmiar krwi, dzięki czemu utrzymywana jest ciągłość przepływu bez nadmiernego spadku ciśnienia. Warto przypomnieć, że na łamach „Fizyki w Szkole" został już przedstawiany nieskomplikowany fizyczny model funkcjonowania układu krwionośnego wraz z eksperymentem, który można wykonać w domu lub w szkole.[1]

Wracając natomiast do uproszczonego opisu układu krążenia, należy wspomnieć, że tętnice rozgałęziają się, stopniowo zmniejszają swoją średnicę i elastyczność a dalej poprzez sieć naczyń włosowatych (gdzie krew odtlenia się i pobiera z tkanek ditlenek węgla oraz wymienia substancje odżywcze oraz metabolity) przechodzą w naczynia żylne. Żyłami krew powraca do serca, trafiając do prawego przedsionka.

Oprócz opisanego przed chwilą krwiobiegu wielkiego (ogólnego) w organizmie wyróżniamy jeszcze krążenie płucne (małe), co schematycznie przedstawia rys. 1. Z prawej komory krew przez pień płucny i tętnice płucne trafia do płuc.[2] Tam w naczyniach włosowatych pobiera tlen i oddaje CO_2 (następuje wymiana gazowa oparta o zjawisko dyfuzji) i dalej wraca żyłami płucnymi do lewego przedsionka serca.

Mówiąc o układzie krwionośnym, musimy przede wszystkim uświadamiać sobie ogromną rolę, jaką spełnia w naszym życiu, będąc odpowiedzialnym nie tylko za transport gazów oddechowych, ale także ciepła, substancji odżywczych, produktów przemiany materii, hormonów itp. Prawidłowe krążenie jest zatem niezbędne w procesie utrzymania homeostazy, czyli wewnętrznej równowagi organizmu. Problemy pojawiają się, gdy pewne elementy

[1] T. Kubiak, Fizyczny opis układu tętniczego na przykładzie modelu powietrzni – teoria i eksperyment, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 5 (2016), s. 16-19.
[2] Zainteresowanych funkcjonowaniem układu oddechowego człowieka odsyłam do artykułu: T. Kubiak, Biofizyka układu oddechowego – od teorii do eksperymentu, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 1 (2018), s. 4-8.

eprasa.pl 0f0379b44b

układu krwionośnego przestają funkcjonować poprawnie. Przykładowo niewydolne serce nie zapewnia przepływu krwi, który pozwala sprostać zapotrzebowaniu tkanek na tlen i substancje odżywcze.

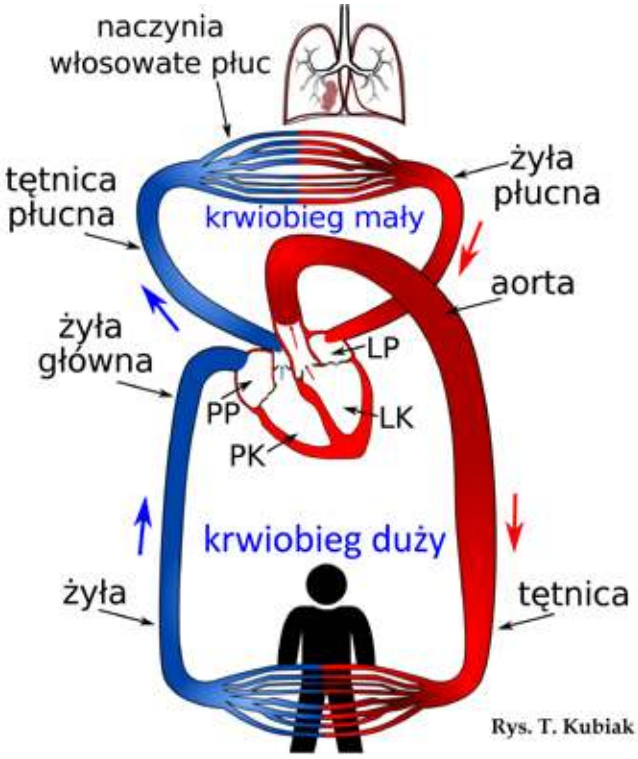
Co ciekawe, zaburzenia pracy serca bardzo często wiążą się z jego niedokrwieniem. Przyczyną jest przewężenie tętnic wieńcowych lub ich całkowite zablokowanie przez zakrzep wytworzony na powierzchni blaszki miażdżycowej. Z punktu widzenia fizyki natężenie przepływu krwi (objętość ΔV przepływająca w jednostce czasu Δt) przez tętnice wieńcowe jest wprost proporcjonalne do różnicy ciśnień Δp pomiędzy ich początkiem a końcem oraz odwrotnie proporcjonalne do sumy oporów R na całym ich przebiegu:

$$\dot{V} = \frac{\Delta V}{\Delta t} = \frac{\Delta p}{R}$$

Wykorzystując prawo Hagena-Poiseuille'a opór R przeciwstawiający się przepływowi krwi możemy przybliżyć równaniem:[3]

$$R = \frac{8\eta l}{\pi r^4}$$

gdzie: η – współczynnik lepkości dynamicznej krwi, l – długość tętnicy, r – promień (wnętrza) tętnicy. Dla zainteresowanych warto dodać, że lepkość krwi zależy nie tylko od temperatury, ale także od wielu czynników, spośród których warto wspomnieć o hematokrycie. Wartość tego parametru, będącego stosunkiem objętości erytrocytów do objętości krwi pełnej,[4] znaleźć możemy na wynikach badania morfologicznego krwi przy symbolu Ht lub Hct. Generalnie, im więcej erytrocytów we krwi, tym większa jest jej lepkość.



Rys. 1. Uproszczony schemat układu krwionośnego człowieka. Skróty oznaczają odpowiednio: LP – lewy przedsionek, LK – lewa komora, PP – prawy przedsionek, PK – prawa komora serca.

Należy wszakże pamiętać, że stosowanie prostych praw hydrauliki do układu biologicznego stanowi duże uproszczenie. Krew nie jest bowiem jednorodna, podczas jej przepływu powstają zawirowania a same krwinki mogą zmieniać swój kształt i objętość. Nie we wszystkich przypadkach potrzebujemy jednak skomplikowanego opisu matematycznego. Na potrzeby dydaktyki można spróbować posłużyć się modelem, bazującym na podstawowych równaniach, znanych z wykładu kursowego z fizyki. W układzie połączonych naczyń krwionośnych iloczyn całkowitego pola ich przekroju S i szybkości przepływającej krwi v jest stały:

$$S \cdot v = const$$

Z powyższego równania ciągłości wywnioskować możemy, że przy zwężeniu tętnicy (pod blaszką miażdżycową) szybkość przepływu wzrasta. Pociąga to za sobą spadek ciśnienia hydrostatycznego w bocznych odnogach naczynia. Zmiany w świetle tętnicy utrudniają zatem perfuzję do jej rozgałęzień, co oczywiście negatywnie wpływa na lokalne ukrwienie tkanek. Niedokrwienie serca niesie za sobą poważne konsekwencje w postaci niedotlenienia i uszkodzenia tego narządu. Jeśli pacjent odczuwa niepokojący ból lub inne objawy, powinien niezwłocznie udać się po pomoc do specjalisty.

Badanie fizykalne

Podczas wizyty kardiolog w pierwszej kolejności zbierze wywiad (informacje o odczuwalnych i obserwowalnych przez pacjenta objawach) oraz wykona kilka prostych badań, aby wstępnie ocenić stan chorego. Źródła historyczne wskazują, że prawdopodobnie najstarszym elementem badania przedmiotowego (fizykalnego) obwodowego układu krążenia jest palpacyjny pomiar tętna. W celach diagnostycznych przeprowadzano go już ponad dwa i pół tysiąca lat temu w Chinach.[5]

Przypomnijmy, że tętno to rytmiczne, sprężyste odkształcenie ścian naczyń tętniczych. Zależy ono nie tylko od częstotliwości rytmu serca (*ang. heart rate*), ale także m.in. od sztywności naczyń krwionośnych. Uznawane za prawidłowe, spoczynkowe wartości pulsu zależą także od wieku. Dla przykładu u noworodków zazwyczaj zawierają się w przedziale 130-140 uderzeń na min, a u dorosłych 60-80 uderzeń na min (u osób w bardzo dobrej kondycji fizycznej są niższe).

Powszechnie wiadomo, że ręczny pomiar tętna zazwyczaj przeprowadza się uciskając lekko opuszkami palców (nie

[3] Prawo sformułowali niezależnie: niemiecki fizyk i inżynier Gotthilf Hagen oraz francuski fizyk i fizjolog Jean Poiseuille na podstawie wyników prowadzonych przez siebie eksperymentów.

[4] Krew pełna zawiera zarówno elementy morfotyczne (erytrocyty, leukocyty, trombocyty) jak i osocze.

[5] Ciekawostki historyczne dotyczące pomiaru tętna znaleźć można w artykule: J. Krajewskiej, Teoria pulsu w starożytności, VOX PATRUM 78 (2021), 7-24.

eprasa.pl 0f0379b44b

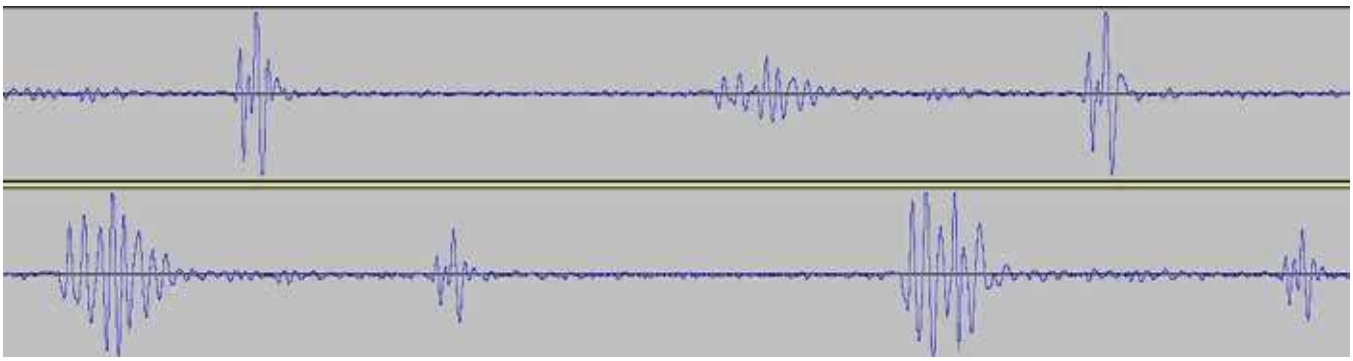
Fot. 1. Na wyświetlaczu pulsoksymetru pokazane są wartości pulsu (PR bpm), wysycenia krwi tlenem (% SpO2) oraz krzywa pletyzmograficzna.

Fot. 2. Klasyczny stetoskop z dwustronną głowicą. Otwarty lejek, który dotyka ciała pacjenta jedynie obrzeżem, przeznaczony jest do słuchania tonów o niskiej częstotliwości, np. pochodzących od serca.

kciukiem!)[6] tętnicę promieniową w okolicy nadgarstka lub tętnicę szyjną. Oprócz określenia częstotliwości dokonuje się także oceny miarowości pulsu. Bardziej zaawansowana, wspomagana komputerem, analiza możliwa jest po zarejestrowaniu fali tętna, do czego współcześnie wykorzystuje się czujniki piezoelektryczne albo optyczne. Aby przekonać się, jak wygląda sygnał odzwierciedlający odkształcenia ścian naczyń tętniczych, nie zawsze musimy jednak posługiwać się skomplikowaną aparaturą medyczną, wystarczy spojrzeć na wyświetlacz pulsoksymetru.[7] To proste urządzenie, które wielu z nas ma w swoich domach, oprócz wartości pulsu i wysycenia krwi tlenem (saturacji) pokazuje zazwyczaj również krzywą pletyzmograficzną (fot. 1). Parametry wyznaczone na podstawie analizy jej przebiegu mogą stanowić wskaźnik sztywności tętnic.

W kolejnych etapach badania przedmiotowego kardiolog przeprowadza nieinwazyjny pomiar ciśnienia krwi za pomocą sfigmomanometru oraz osłuchuje tzw. tony serca (odgłosy powstające w wyniku pracy zastawek) i szmery (dźwięki wywołane turbulentnymi przepływami krwi), przykładając do klatki piersiowej głowicę stetoskopu.[8]

Częstotliwości sygnałów bioakustycznych towarzyszących pracy serca zawierają się w przedziale 20–200 Hz. Przykładowo, jeśli na skutek zwężenia ujścia komory serca laminarny przepływ krwi zamieni się w burzliwy, to kardiolog powinien zarejestrować odpowiednie wrażenie słuchowe. Należy jednak mieć na uwadze, że poprawność diagnozy zależy nie tylko od jakości sprzętu medycznego, ale przede wszystkim od różnych czynników psychoakustycznych a także umiejętności i doświadczenia lekarza. Aby zminimalizować



Rys. 2. Graficzny zapis dźwięków towarzyszących pracy serca.

[6] Przy mierzeniu pulsu nie używa się kciuka, żeby nie pomylić tętna badanego z własnym.

[7] O fizycznych podstawach działania pulsoksymetru można przeczytać w artykule: T. Kubiak, Fizyka w karetce pogotowia, „Fizyka w Szkole" nr 6 (2014), s. 4-7.

[8] Fizyczne podstawy działania sfigmomanometru oraz stetoskopu zostały opisane w artykule: T. Kubiak, Fizyka u internisty, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 2 (2018), s. 4-7.

eprasa.pl 0f0379b44b

ryzyko popełnienia błędu coraz częściej klasyczne stetoskopy (przykładowy model ukazuje fot. 2) zastępuje się urządzeniami elektronicznymi, które umożliwiają zapis sygnału dźwiękowego. Dzięki temu możliwa jest nie tylko weryfikacja wyników badania przez innego specjalistę, ale również ich dogłębna analiza z wykorzystaniem profesjonalnego oprogramowania komputerowego.[9]

Co ciekawe, miłośnicy majsterkowania mogą sami zbudować prosty stetoskop elektroniczny, wykorzystując w tym celu części z recyklingu, np. głowicę membranową od klasycznego stetoskopu (np. dołączonego w zestawie do ciśnieniomierza zegarowego), mikrofon elektretowy wymontowany ze starego telefonu komórkowego, przewód sygnałowy i wtyczkę minijack. Szczegóły techniczne można znaleźć w literaturze.[10]

W kontekście rejestracji fal akustycznych generowanych przez pracujące serce (rys. 2) warto wspomnieć, że istnieje również specjalna, stosunkowo rzadko dziś stosowana, metoda diagnostyczna nazywana fonokardiografią. Wynik takiego badania, nazwany fonokardiogramem i oznaczany skrótem FKG lub PCG (od ang. phonocardiogram), zapisany jest w formie pliku dźwiękowego. Ze względu na fakt, że ocena pozyskanego sygnału w domenie czasu może być utrudniona specjaliści przeprowadzają czasami analizę widmową, opartą np. o metody fourierowskie.[11] Pozwala ona wyodrębnić składowe, charakteryzujące się określonymi częstotliwościami.

Generalnie podczas szczegółowej analizy sygnału można wyznaczyć kilkadziesiąt cech widma (np. moc średnią sygnału czy środek ciężkości widma), które pomagają zaklasyfikować fonokardiogram jako pochodzący od osoby zdrowej albo cierpiącej na określoną jednostkę chorobową. Mamy zatem do czynienia z oceną ilościową a nie tylko jakościową, jak w przypadku tradycyjnego osłuchiwania stetoskopem. Warto również wspomnieć, że rejestrację sygnału fonokardiograficznego zazwyczaj przeprowadza się równolegle z zapisem elektrokardiograficznym (czyli popularnym EKG), aby ustalić, w której fazie cyklu pracy serca pojawiają się charakterystyczne elementy FKG.

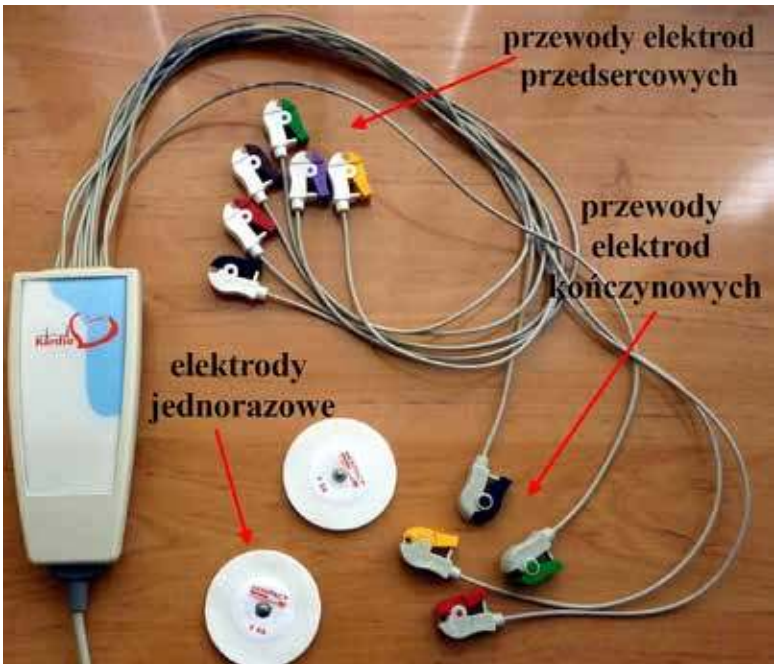
Badaniem obrazowym często wykonywanym przez kardiologów jest echokardiografia, nazywana potocznie przez pacjentów „echem serca". Ta wykorzystująca fale ultradźwiękowe technika pozwala uwidocznić anatomię serca, ocenić wielkość jego jam, funkcję zastawek oraz wykonać szereg pomiarów, np. frakcji wyrzutowej. Metodom ultrasonografii (także dopplerowskim badaniom przepływów krwi) poświęcono osobny artykuł w Fizyce w Szkole, do którego odsyłam zainteresowanych czytelników.[12]

Elektrokardiografia

Gdy wspominamy o diagnostyce chorób serca, w pierwszej kolejności na myśl przychodzi nam zazwyczaj badanie EKG. Rejestrację elektrokardiogramu przeprowadza się zwykle rutynowo u pacjentów skarżących się na bóle w klatce piersiowej, uczucie kołatania serca czy duszność odczuwaną podczas wysiłku. Z punktu widzenia biofizyki zapis EKG w sposób pośredni odzwierciedla zjawiska elektryczne zachodzące w mięśniu sercowym. W tym miejscu warto przypomnieć, iż elektryczna aktywność serca wiąże się z procesami generowania oraz przewodzenia pobudzenia we włóknach mięśnia sercowego. Transport odpowiednich jonów przez błony komórkowe pozwala wzbudzać potencjał czynnościowy w kolejnych komórkach układu przewodzącego i dalej w włóknach roboczych.

Trzeba również wiedzieć, że naturalnym rozrusznikiem serca jest węzeł zatokowo-przedsionkowy, a budujące go komórki bodźcotwórcze są zdolne do spontanicznego wytwarzania impulsów elektrycznych. Pobudzenie fizjologicznie biegnie dalej trzema szlakami międzywęzłowymi do węzła przedsionkowo – komorowego. Następnie poprzez pęczek Hisa i jego odnogi oraz włókna Purkiniego jest rozprowadzane w ścianach komór serca.[13]

Podczas badania EKG, z poziomu powierzchni klatki piersiowej pacjenta, rejestruje się zachodzące w czasie



Fot. 3. Cyfrowy aparat EKG wraz z przewodami połączeniowymi i elektrodami jednorazowymi.

[9] Kluczowe zagadnienia związane z prawidłowym rejestrowaniem, przetwarzaniem i analizowaniem danych omówione zostały w artykule: T. Kubiak, Sygnały i obrazy, czyli fizyka w przetwarzaniu i analizie danych biomedycznych, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 3 (2020), s. 4-12.

[10] Miłośnikom majsterkowania i elektroniki polecam książkę Zasława Adamaszka „Laboratorium w szufladzie. Anatomia człowieka", PWN, Warszawa 2019.

[11] Nazwa upamiętnia Jeana Fouriera francuskiego fizyka i matematyka, który stworzył podwaliny analizy harmonicznej.

[12] T. Kubiak, Ultrasonografia, czyli fale akustyczne w służbie medycyny, „Fizyka w Szkole z Astronomią", nr 5 (2017), s. 4-9.

[13] Nazwy wspomnianych struktur anatomicznych upamiętniają odkrywców, czyli szwajcarskiego lekarza Wilhelma Hisa młodszego oraz czeskiego fizjologa Jana Evangelistę Purkyniego. Ostatniego z wymienionych naukowców stali czytelnicy kojarzyć mogą również z tzw. zjawiskiem Purkyniego (zmianą percepcji jasności barw przy słabym oświetleniu), które opisano w artykule: T. Kubiak, Od biofizyki układu wzrokowego do złudzeń optycznych, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 6 (2019), s. 4-10.

eprasa.pl 0f0379b44b

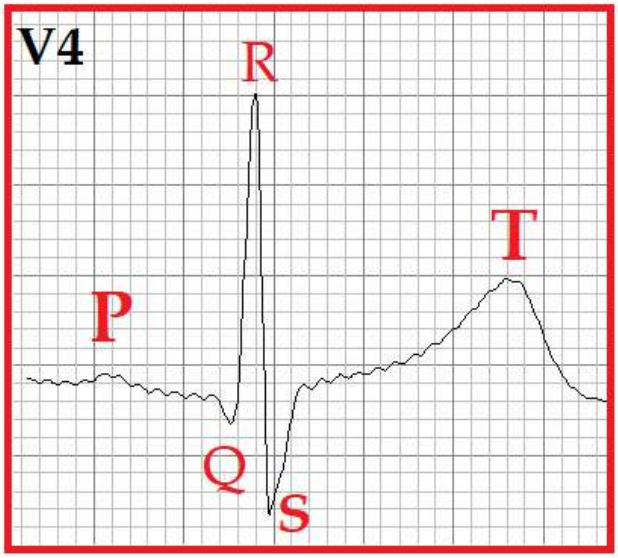
Rys. 3. Standardowy, 12-kanałowy zapis EKG zarejestrowany u młodego, zdrowego mężczyzny.

zmiany napięcia elektrycznego. W przypadku odprowadzeń dwubiegunowych mierzona jest różnica potencjałów pomiędzy dwoma wybranymi punktami. Odprowadzenia jednobiegunowe umożliwiają z kolei ustalenie potencjału w danym miejscu (w odniesieniu do średniego potencjału całego organizmu).

Rutynowo na ciele pacjenta umieszcza się 10 elektrod (fot. 3). Sześć z nich to tzw. elektrody przedsercowe (z reguły gruszkowe przyssawkowe albo jednorazowe), które lokuje się w ściśle określonych pozycjach na klatce piersiowej. Cztery pozostałe elektrody kończynowe (w formie klipsów) umieszcza się w okolicy kostek i nadgarstków albo alternatywnie w dołkach podobojczykowych i nad kolcami biodrowymi (wówczas stosowane są elektrody jednorazowe). Szczegóły techniczne i podstawy fizyczne działania aparatu EKG przedstawiono w Fizyce w Szkole w oddzielnym artykule, który gorąco polecam wszystkim czytelnikom.[14]

Wynikiem badania elektrokardiograficznego jest elektrokardiogram, czyli zestaw krzywych zbieranych standardowo z dwunastu odprowadzeń (rys. 3). Zapis ocenia się względem tzw. linii izoelektrycznej, czyli linii poziomej rejestrowanej, gdy w sercu nie stwierdza się pobudzenia. Dla ciekawostki warto dodać, że gdyby cały zapis EKG miał postać poziomej linii, mielibyśmy do czynienia z asystolią, czyli całkowitym zanikiem czynności elektrycznej serca a w konsekwencji zatrzymaniem jego skurczów. W większości przypadków taka sytuacja jest nieodwracalna i kończy się śmiercią pacjenta, tym bardziej, że wbrew temu, co pokazują niektóre seriale medyczne, asystolia nie jest podatna na defibrylację.[15]

Wróćmy jednak do analizy elementów prawidłowej krzywej EKG (rys. 4). W przypadku załamków, czyli wychyleń od linii izoelektrycznej w górę lub w dół, analizuje się ich amplitudę, kształt i czas trwania. Z kolei dla zawartych między nimi odcinków ocenia się przede wszystkim ich położenie względem linii podstawowej oraz czas trwania. Dla kardiologa bardzo istotny jest odcinek ST, gdyż jego uniesienie lub obniżenie w stosunku do linii izoelektrycznej wskazuje



Rys. 4. Fragment krzywej EKG z zaznaczonymi załamkami P, Q, R, S i T.

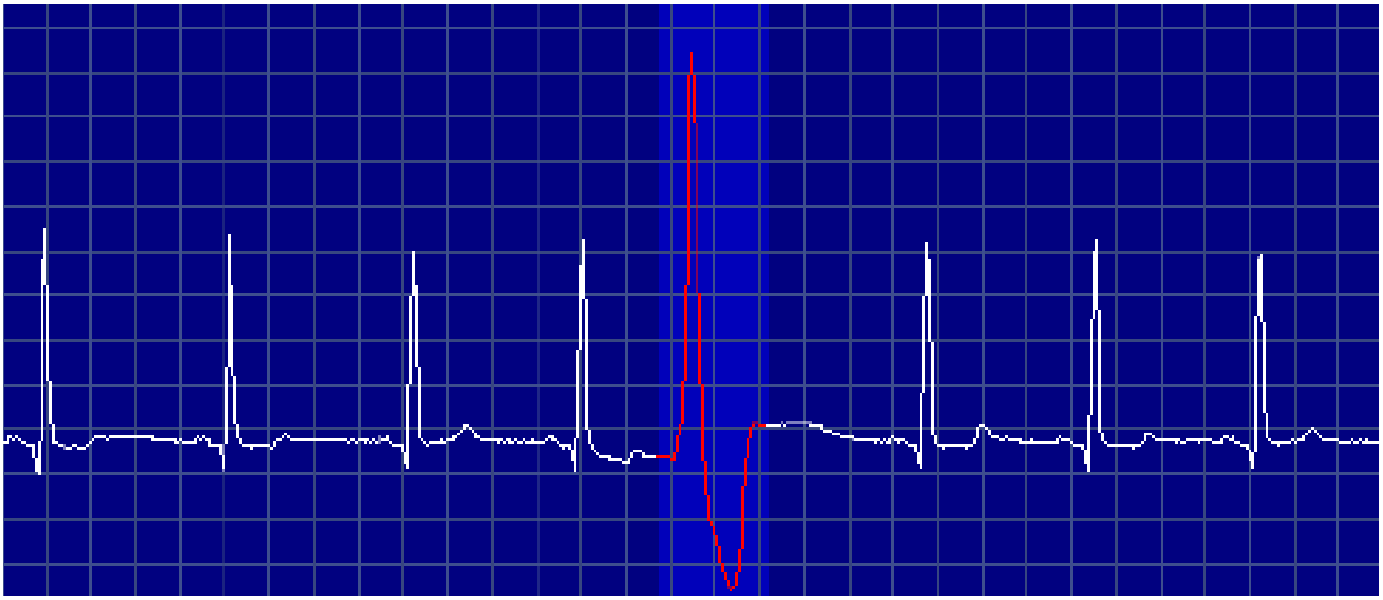
na niedokrwienie mięśnia sercowego. Dla przykładu świeży zawał serca charakteryzuje się tzw. falą Pardee[16], czyli wypukłym ku górze uniesieniem odcinka ST (mówimy o tzw. STEMI, czyli ang. ST Elevation Myocardial Infarction).

Oczywiście analiza zapisu EKG pozwala na wykrycie innych patologii, w tym zaburzeń rytmu powstałych na skutek nieprawidłowego wytwarzania albo przewodzenia bodźców w obrębie mięśnia sercowego. Warto wspomnieć, że najgroźniejsze dla życia są zaburzenia rytmu o charakterze komorowym (częstoskurcz komorowy i migotanie komór), którym towarzyszy niestabilność hemodynamiczna a wystąpieniu sprzyja niedokrwienie mięśnia sercowego.

Niestety, EKG wykonane w spoczynku nie musi dawać niepokojących wyników nawet u osób cierpiących na chorobę niedokrwienną serca. Jeśli bowiem pacjent nie wykonuje żadnych ruchów, to zapotrzebowanie mięśnia na tlen może być jeszcze pokrywane a tym samym nie pojawią

[14] T. Kubiak, Fizyczne podstawy badania czynności bioelektrycznej serca, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 3 (2015), s. 47-50.
[15] O defibrylatorze i innych urządzeniach do ratowania życia można przeczytać w artykule: T. Kubiak, Latające karetki, czyli o fizyce śmigłowców ratowniczych, „Fizyka w Szkole z Astronomią", nr 4 (2019), s. 4-9.
[16] Harold E.B. Pardee był amerykańskim kardiologiem, pionierem w zakresie badań elektrokardiograficznych.

eprasa.pl 0f0379b44b



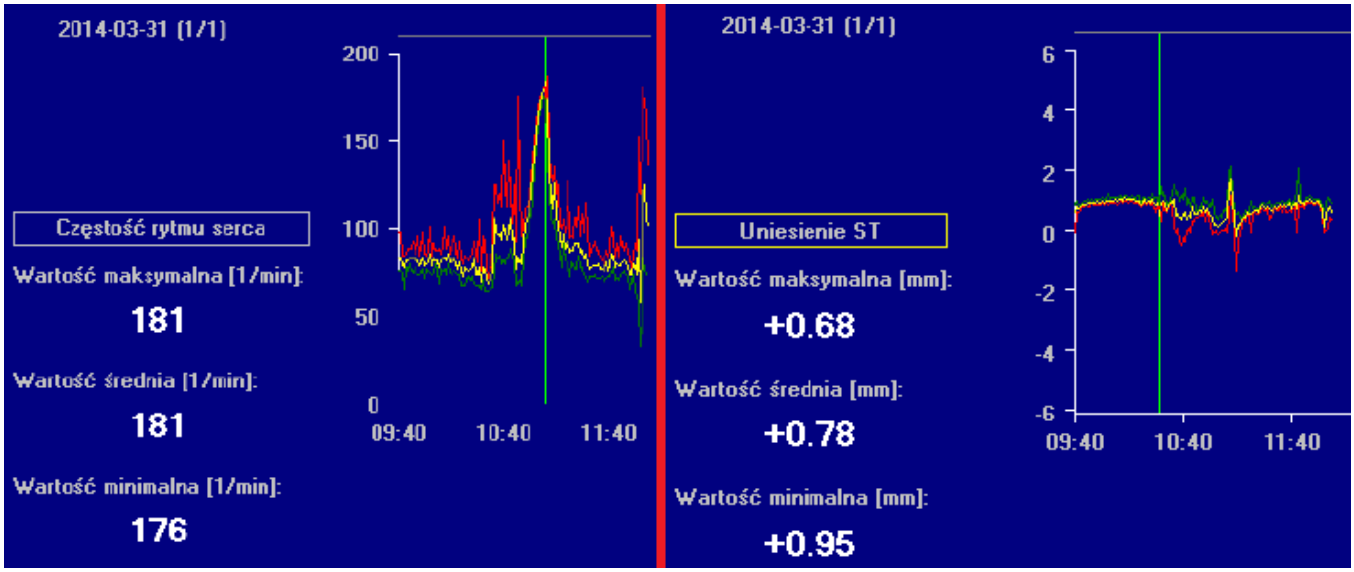
Rys. 5. Przykład pojedynczej ekstrasystolii komorowej, czyli nieprawidłowego pobudzenia, mającego swe źródło w komorze serca.

się widoczne zmiany aktywności serca wywołane niedoborem tego pierwiastka. Oznak niedokrwienia należy spodziewać się jednak podczas wzmożonej aktywności fizycznej. Dlatego lekarz często zleca przeprowadzenie zapisu EKG w trakcie wysiłku.

Próba wysiłkowa

Podczas próby wysiłkowej pacjent podejmuje wzmożoną aktywność fizyczną z przyklejonymi do klatki piersiowej elektrodami, rejestrującymi w sposób ciągły sygnał EKG. Badanie odbywa się na ruchomej bieżni, której szybkość lub nachylenie są zwiększane, bądź na ergometrze rowerowym przy wzrastającym obciążeniu.[17] Nietrudno domyślić się, że częstość akcji serca oraz skurczowe ciśnienie krwi prawidłowo wzrastają podczas wysiłku. W założeniu osoba bez dolegliwości natury kardiologicznej powinna bez problemów podjąć wysiłek do 85% tętna maksymalnego, charakterystycznego dla płci, wieku i masy ciała.[18]

Jeśli w stanie spoczynku zużycie tlenu wynosi 1 MET (od ang. metabolic equivalent, odpowiadający 3,5 ml tlenu/kg/min), to

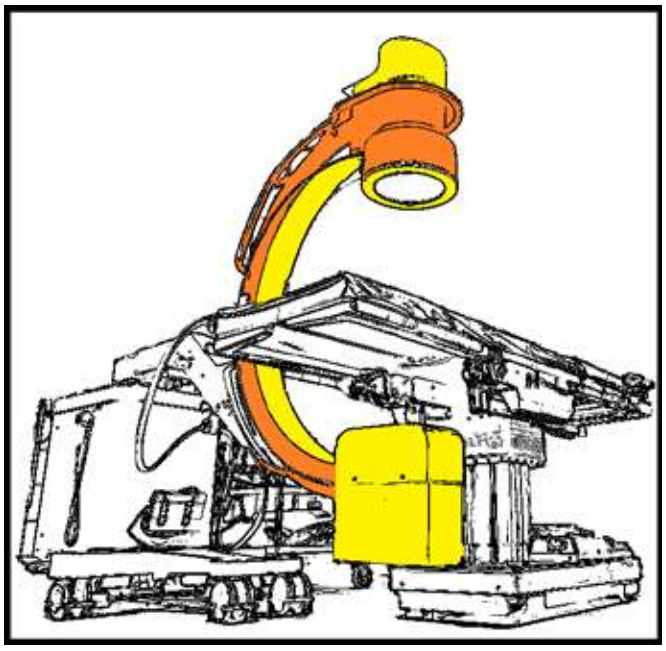


Rys. 6. Fragmenty wykresów trendów częstości akcji serca oraz zmian odcinka ST na podstawie badania EKG metodą Holtera.

[17] Prototyp bieżni ruchomej skonstruował brytyjski inżynier William Cubitt (1785–1861) na potrzeby więźniów. Do badań wysiłkowych EKG po raz pierwszy wykorzystano ją w 1928 roku.

[18] Najprostsze wyrażenie na tętno maksymalne to: (220 – wiek pacjenta wyrażony w latach). Stosowany jest również wzór Tanaki (208 – 0,7 × wiek) oraz szereg innych formuł.

eprasa.pl 0f0379b44b



Rys. 7. Ramię C jest podstawowym elementem angiografu.

zdrowy 40-letni mężczyzna jest zdolny do wykonywania wysiłków fizycznych do 10 MET.

Przyjęto, iż 7 MET stanowi dolną granicę normy w przypadku aktywności na ruchomej bieżni. Jeśli zajdzie konieczność przerwania testu przy obciążeniu 5 MET lub mniej, oznacza to, że pacjent posiada istotnie zmniejszoną tolerancję na wysiłek. Większe zapotrzebowanie na tlen wymusza wzmożony przepływ krwi przez tętnice wieńcowe. Gdy ich drożność jest ograniczona, podaż tego pierwiastka nie jest wystarczająca i pojawiają się objawy niedokrwienia.

Podstawą do prawidłowego rozpoznania choroby wieńcowej są przede wszystkim charakterystyczne nieprawidłowości, widoczne w EKG podczas wysiłku lub zaraz po jego zakończeniu. Za kluczowe uznaje się ewentualne zmiany odcinka ST, a w szczególności jego obniżenie (o ≥ 0,1 mV) poziome lub skośne ku dołowi w stosunku do linii izoelektrycznej. Jeśli zatem spełnione są wybrane kryteria dodatnie próby wysiłkowej, pojawia się konieczność prowadzenia dalszej diagnostyki, w tym badań inwazyjnych, o których będzie mowa w dalszej części tego artykułu.

EKG metodą Holtera

Standardowe, spoczynkowe EKG obejmuje zazwyczaj tylko około 10 sekund zapisu. Tak krótki czas badania sprawia, że część patologii, szczególnie tych przemijających, w ogóle może nie zostać zarejestrowana. Rozwiązaniem jest przeprowadzenie 24 lub 48-godzinnego ciągłego monitorowania EKG metodą Holtera.[19] W zależności od modelu zasilany baterią rejestrator holterowski wyposażony jest w zestaw 3-12 elektrod, które przykleja się na klatce piersiowej pacjenta. Chory zabiera urządzenie do domu i podejmuje codzienne, normalne aktywności. Prowadzi też dzienniczek, gdzie zapisuje swoje subiektywne odczucia (np. kołatanie serca, czyli wrażenie szybkiej i nierównej pracy tego narządu). Lekarz może później skonfrontować zapiski pacjenta z zarejestrowanym zapisem EKG i sprawdzić, czy w rzeczywistości wystąpiły jakieś arytmie.

Generalnie podstawowym celem badania holterowskiego jest właśnie wykrycie oraz ocena nasilenia zaburzeń rytmu serca. Rutynowo przeprowadza się też analizę zmienności dobowej rytmu podstawowego. W tym miejscu warto przypomnieć, że fizjologicznie najszybsza czynność serca występuje rano, a najwolniejsza w nocy, w trakcie snu, gdy serce bije około 50/min, a u młodych, zdrowych sportowców może spowalniać nawet do 33/min. Oczywiście badanie holterowskie pozwala także wykryć objawy niedokrwienia (np. wspomniane wcześniej obniżenie odcinka ST), występujące podczas wysiłków podejmowanych przez pacjenta w ciągu dnia.

Z technicznego punktu widzenia całodobowy zapis EKG utrwalany jest na karcie pamięci, a po zgraniu danych na komputer interpretowany przy wykorzystaniu dedykowanego oprogramowania. Stosując opcję automatycznej analizy, można otrzymać dane np. o liczbie zespołów QRS przypisanych do określonych wzorców, minimalnej, maksymalnej oraz średniej częstotliwości akcji serca, rodzajach i liczbie wykrytych arytmii komorowych (przykład nieprawidłowego pobudzenia obrazuje rys. 5) a także nadkomorowych (te ostatnie mają związek z nieprawidłowym wytwarzaniem lub przewodzeniem bodźców w strukturach powyżej pęczka Hisa) czy ewentualnych zmianach położenia odcinka ST względem linii podstawowej.

Oczywiście kardiolog musi zawsze zweryfikować wyniki automatycznej oceny, sprawdzając, czy nieprawidłowości rzeczywiście wystąpiły w zapisie EKG. Algorytm może bowiem błędnie zaklasyfikować artefakty (np. związane z przemieszczeniem się elektrody podczas gwałtownych ruchów pacjenta) jako patologiczne pobudzenia czy inne arytmie. Istotna jest też interpretacja otrzymanych wykresów, np. trendów zmian położenia odcinka ST w czasie czy dobowej zmienności rytmu serca (rys. 6).

Dla zainteresowanych warto wspomnieć jeszcze o aparatach typu „event monitor". Mają one niewielkie rozmiary i mogą być noszone przez pacjenta nawet przez miesiąc, aby umożliwić wykrycie bardzo rzadko występujących arytmii. W starszych modelach rejestracja odbywała się po aktywacji urządzenia przez pacjenta, który poczuł niepokojące objawy. We współczesnych urządzeniach dane są buforowane w systemie ciągłym (w pętli), a ich zapis na karcie pamięci uruchamia się samoczynnie po wykryciu oznak nieprawidłowego rytmu serca.

Dodatkowo bufor wsteczny pozwala zachować sygnał bezpośrednio poprzedzający incydent kardiologiczny. Ponadto opcja przesyłu sygnału EKG do centrum telemedycznego umożliwia jego szybką analizę i w razie konieczności wysłanie do chorego karetki pogotowia. Istnieją

[19] Nazwa pochodzi od wynalazcy metody, amerykańskiego biofizyka Normana Holtera.

eprasa.pl 0f0379b44b

Rys. 8. Podczas koronarografii środek kontrastowy rozprzestrzenia się w gałęziach naczyń wieńcowych.

także wszczepiane rejestratory pętlowe (ILR od ang. implantable loop recorder) implantowane pod skórę klatki piersiowej pacjenta. Te złożone z dwóch elektrod, mikroczipa i baterii urządzenia pozwalają na jednokanałowe monitorowanie pracy serca nawet przez trzy lata.

Kardiologia interwencyjna

W przypadku pacjentów ze świeżym zawałem serca lub zaostrzeniem choroby wieńcowej konieczne jest ich natychmiastowe leczenie szpitalne. Współcześnie nie ogranicza się ono do farmakoterapii.[20] Zdecydowanie lepszy efekt daje bowiem mechaniczne udrażnianie przewężonych lub całkowicie zatkanych tętnic. Wstępem jest koronarografia, czyli inwazyjne badanie radiologiczne, pozwalające na dokładną ocenę stanu naczyń wieńcowych. Przeprowadza się je w pracowni hemodynamiki z wykorzystaniem angiografu, tj. urządzenia do obrazowania, którego podstawowym elementem jest tak zwane ramię C (rys. 7).

Nietrudno domyślić się, że nazwa pochodzi od kształtu przypominającego wspomnianą literę. Po jednej stronie poruszającego się wokół pacjenta ramienia znajduje się lampa rentgenowska, natomiast po drugiej detektor. Oczywiście nowoczesne angiografy wyposażone są w systemy kolimacji wiązki promieniowania oraz redukcji dawki dla pacjenta i obsługi.[21]

W pierwszej kolejności u chorego wykonuje się wkłucie do tętnicy udowej w pachwinie albo punkcję tętnicy promieniowej na powierzchni dłoniowej przedramienia. Po założeniu koszulki naczyniowej do jednej ze wspomnianych tętnic wprowadza się specjalny cewnik, który przepycha się dalej przez aortę aż do serca. Gdy końcówka cewnika dotrze już do tętnicy wieńcowej, wstrzykiwane jest przez nią 5-8 ml niejonowego środka kontrastującego zawierającego jod.[22] Dzięki obrazowaniu rentgenowskiemu[23] kardiolog śledzi na monitorze, jak środek ten rozprzestrzenia się w gałęziach naczyń wieńcowych (rys.8). Zwężenia ich światła są wyraźnie widoczne, a całkowite zamknięcie sprawia, że kontrast nie przepływa dalej. Oczywiście zapis badania w postaci szeregu zdjęć rentgenowskich jest dostępny do analizy w postaci cyfrowej.

W przypadku techniki DSA (ang. Digital Subtraction Angiography) od poszczególnych zdjęć odejmuje się negatyw obrazu, który został zarejestrowany jeszcze przed podaniem kontrastu. Taka subtrakcja sprawia, iż tło zdjęć wynikowych jest szare, a wyraźnie uwidaczniają się na nich tylko naczynia wypełnione kontrastem. Profesjonalnie wykonany koronarogram obejmuje obrazy tętnic wieńcowych (od ich ujścia aż do odgałęzień o średnicy ok. 300 μm), zarejestrowane w co najmniej 2 projekcjach. Lekarz ocenia m.in. stopień zwężenia naczyń, szybkość przepływu kontrastu oraz określa parametry zmian (długość, symetrię, zwapnienia).

[20] W celu rozpuszczenia zakrzepów wewnątrznaczyniowych czasami już w fazie przedszpitalnej podaje się tzw. leki trombolityczne, takie jak: alteplaza czy tenekteplaza.

[21] O wpływie promieniowania jonizującego na organizmy żywe przeczytać można w artykule: T. Kubiak, Od naturalnej promieniotwórczości do medycyny nuklearnej, czyli człowiek a promieniowanie jonizujące, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 5 (2020), s. 4-11.

[22] Środki niejonowe zachowują obojętność elektryczną po rozpuszczeniu w wodzie.

[23] O obrazowaniu z wykorzystaniem promieniowania X, ale w nieco innych zastosowaniach traktował tekst: T. Kubiak, Fizyczne podstawy badań rentgenowskich kości i stawów, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 6 (2021), s. 16-21.

eprasa.pl 0f0379b44b

W przypadku chorych z ostrym zespołem wieńcowym (np. zawałem serca) od razu podejmuje się działania mające na celu odblokowanie światła naczyń.

Koronarografia jest zatem połączona z angioplastyką wieńcową. Procedura ta polega na wprowadzeniu w obręb przewężenia cewnika zakończonego balonem. Nadyma się go stopniowo pod ciśnieniem 3-12 barów, docelowo do objętości dopasowanej do średnicy nieobjętego zmianami naczynia. Tym samym pod wpływem nacisku wywieranego na złogi następuje ich miażdżenie (pęknięcie blaszki miażdżycowej i wgniecenie jej w ścianę naczynia) a tym samym przywrócenie wymaganego światła tętnicy wieńcowej.

W trakcie procedury może dochodzić również do kontrolowanego rozciągnięcia ściany tętnicy. Gdyby okazało się ono jednak nadmierne, mogłoby doprowadzić do uszkodzenia komórek mięśniowych błony środkowej a w konsekwencji do restenozy (ponownego zwężenia światła tętnicy). Dlatego podczas koronaroplastyki zakłada się biokompatybilne protezy wewnątrzwieńcowe, czyli stenty. Nie tylko chronią one przed niepożądanym zwężeniem światła tętnicy bezpośrednio po zabiegu, ale również przez dłuższy czas od jego zakończenia. Posiadają kształt cylindryczny, siateczkowatą strukturę a przede wszystkim dobre właściwości podporowe. Rozprężają się albo za pomocą cewnika balonowego, na którym są osadzane, albo samodzielnie (po usunięciu specjalnej membrany ochronnej).

Dodatkowo oprócz metalowych stentów konwencjonalnych stosuje się również polimerowe bądź pokrywane polimerem protezy wewnątrznaczyniowe nowszej generacji. Są one zdolne do powolnego uwalniania leków hamujących proces podziału komórek śródbłonka oraz przeciwzakrzepowych. Po zakończeniu poszerzania naczynia i implantacji stentu balonik jest opróżniany i wyciągany wraz z cewnikiem z organizmu. Miłośników historii nauki na pewno zainteresuje fakt, że pierwszy udany zabieg przezskórnej agioplastyki balonowej tętnicy wieńcowej wykonał w 1977 roku w szwajcarskim Zurychu niemiecki lekarz Andreas Grüntzig, który do dziś uznawany jest za pioniera kardiologii inwazyjnej.[24]

Warto wspomnieć, że oprócz angioplastyki balonowej istnieją jeszcze inne metody udrażniania tętnic. Do najważniejszych z nich należy aterektomia, która może być przeprowadzana z wykorzystaniem różnorodnych rozwiązań technicznych. Urządzenie zwane aterektomem kierunkowym wykorzystuje element tnący pracujący wzdłuż osi długiej naczynia. Ścina on złogi wpuklające się do światła tętnicy a odpady gromadzi w specjalnym stożkowatym zbiorniczku. Z kolei aterektom ssący, dzięki obrotowej turbinie, rozdrabnia zmiany i przez mechanizm próżniowy zasysa ich resztki poza organizm. Innym rozwiązaniem jest rotablator, który wirującym wiertłem z końcówką diamentową usuwa twarde złogi wapnia z tętnic wieńcowych. W tym przypadku starte w pył pozostałości usuwane są wraz z prądem krwi.

Od grudnia 2021 roku w Polsce stosuje się jeszcze nowszą technikę, czyli aterektomię orbitalną. Bazuje ona na elemencie mechanicznym – wirującej z szybkością 80 – 120 tys. obrotów na minutę ekscentrycznie osadzonej koronie (o średnicy 1,25 mm) z diamentową powłoką. Pozwala ona usuwać nawet masywne zwapnienia w tętnicach wieńcowych.

Warto wspomnieć, iż istnieje także aterektomia laserowa. W jej przypadku wysokoenergetyczne impulsy lasera ekscymerowego (XeCl) o długości fali 308 nm (ultrafiolet) i energii do 80 mJ/mm^2 przy współudziale powstającej fali akustycznej (wywołującej efekty kawitacyjne), powodują rozbijanie wiązań chemicznych a tym samym dezintegrację blaszki miażdżycowej. Oczywiście wszystkie opisane wcześniej zabiegi wykonuje się pod kontrolą obrazowania rentgenowskiego (fluoroskopii).

Należy mieć nadzieję, że po przeczytaniu tego artykułu czytelnicy „Fizyki w Szkole" nie będą mieli wątpliwości, iż dzięki zastosowaniu metod fizycznych i nowoczesnych zdobyczy techniki współczesna kardiologia może w sposób skuteczny ratować zdrowie i życie tysiącom pacjentów, którzy corocznie zapadają na choroby układu sercowo-naczyniowego.

Literatura:

[1] Zarys kardiologii, pod. red. H. Chlebusa i W. Januszewicza, PZWL, Warszawa 1992.
[2] Feliks Jaroszyk, Elektryczna, magnetyczna i mechaniczna aktywność serca. Metody badawcze [w:] Biofizyka pod red. F. Jaroszyka, PZWL, Warszawa 2008, s. 644-663.
[3] B. Turczyński, Właściwości biomechaniczne i geometryczne naczyń krwionośnych [w:] Biofizyka pod red. F. Jaroszyka, PZWL, Warszawa 2008, s. 624-636.
[4] T. H. Wierzba, T. Zdrojewski, K. Narkiewicz, Czynniki kształtujące ciśnienie tętnicze Część II. Zastosowanie niektórych praw fizycznych w hemodynamice układu krążenia, Arterial Hypertension 8(1), 2004, s. 61-80.
[5] W. Lejkowski i inni, Wieloaspektowa analiza spektralna sygnałów fonokardiograficznych, Przegląd Elektrotechniczny 10, 2017, 73-76.
[6] T. Tomasik, A. Windak, A. Skalska, J. Kulczycka-Życzkowska, J. Kocemba, Elektrokardiografia dla lekarza praktyka, Uniwersyteckie Wydawnictwo Medyczne VESALIUS, Kraków 1998, s. 11-20.
[7] J. Lach i inni, Jak prawidłowo wyliczyć tętno maksymalne? Folia Cardiologica 17 (5), 2022, 293-296.
[8] Leczenie choroby niedokrwiennej serca, pod red. L. Giecy, Via Medica, Gdańsk 2000, s. 147-184.
[9] M. A. Kośmicki, Inwazyjna i nieinwazyjna diagnostyka tętnic wieńcowych – koronarografia klasyczna i komputerowa oraz rezonans magnetyczny, Kardiol. Op. Fakt. 1, 2011, 33-48.
[10] P. J. Waciński, B. Kondracki, Aterektomia laserowa ELCA (excimer laser coronary atherectomy) -stan obecny i perspektywy, Kardiologia Inwazyjna 11(3), 2016, 29-32.
[11] J.H Lee, D.W. Seo, Development of ECG Monitoring System and Implantable Device with Wireless Charging, Micromachines 10(1), 2019, 38.
[12] T. Pawłowski, R. J. Gil, Aterektomia orbitalna jako metoda z wyboru u chorego po operacji pomostowania aortalno-wieńcowego, Zeszyty Naukowe CSK MSWiA, 1 (2022).

[24] Ciekawostki związane z opracowaniem cewnika z balonem i jego testowania w rodzinnej kuchni Gruentzigów znaleźć można w artykule: S. Stern, Andreas Gruentzig – życie i śmierć pioniera nauki, Folia Cardiologia Excerpta 1(1), 2006, 82-84.

eprasa.pl 0f0379b44b

NOWE! WYDANIE SPECJALNE 1/2023

WERSJA ELEKTRONICZNA – PLIK PDF

194
POJĘĆ I TERMINÓW z astronomii i astrofizyki od ACHERNER po ZIEMIĘ

Cena 20 zł
w tym 8% VAT

Szczegóły i formularz zamówienia na www.aspress.com.pl/wydania-specjalne/

Foto – Dreanstime

Fizyka u pulmonologa

W dobie postępującego zanieczyszczenia powietrza, szerzących się infekcji oraz plagi nowotworów wywołanych paleniem tytoniu, pulmonologia staje się coraz bardziej pożądaną specjalizacją. Niewiele osób zdaje sobie jednak sprawę, że ten dział medycyny, zajmujący się rozpoznawaniem i leczeniem chorób układu oddechowego, jest ściśle powiązany z fizyką.

Tomasz Kubiak

Związki te nie ograniczają się tylko do ilościowego wyjaśnienia mechanizmu wentylacji płucnej. Wykorzystywane przez pulmonologów zaawansowane metody diagnostyki i terapii opierają się przecież na odkryciach i osiągnięciach fizyków oraz inżynierów biomedycznych. Warto zatem właśnie z ich perspektywy przyjrzeć się aspektom pracy lekarzy chorób płuc.

Prawidłowa wentylacja płuc

Aby nasz organizm mógł właściwie funkcjonować, powietrze musi zostać pobrane z atmosfery i w sposób niezakłócony poprzez górne i dolne drogi oddechowe dotrzeć do płuc. Tam dzięki zjawisku dyfuzji następuje wymiana O_2 i CO_2 pomiędzy pęcherzykami płucnymi a krwią. Zużyte powietrze, nieco bogatsze w ditlenek węgla, trafia następnie z powrotem tą samą drogą do atmosfery. Na pozór wszystko wydaje się proste, ale tak naprawdę kluczowe jest zrozumienie, co właściwie napędza wspomniany przepływ powietrza. Na lekcjach biologii raczej się tego nie dowiemy, trzeba zatem sięgnąć do wiedzy z biofizyki.

Wypada zacząć od tego, że w określonych miejscach układu oddechowego w danej chwili panują odmienne wartości ciśnienia. We wnętrzu pęcherzyków płucnych, których w naszym organizmie jest 300 - 500 mln, mamy tzw. ciśnienie śródpęcherzykowe p_P.[1] Z kolei w jamie opłucnej, czyli szczelinowatej przestrzeni zawierającej się pomiędzy dwiema blaszkami nazywanymi opłucną trzewną i opłucną ścienną, występuje ciśnienie wewnątrzopłucnowe p_{WO}. W opisie funkcjonowania układu oddechowego jego wartość przyjmujemy za ujemną w stosunku do poziomu odniesienia, czyli panującego na zewnątrz ciała ciśnienia atmosferycznego p_A. Wykresy zmienności wspomnianych ciśnień w trakcie procesu wentylacji płuc obrazuje rys. 1. Warto go prześledzić, zauważywszy w pierwszej kolejności, iż prawidłowo zawsze $p_P > p_{WO}$.

Podczas wdechu jama klatki piersiowej powiększa się na skutek skurczu mięśni międzyżebrowych i obniżenia przepony, czemu towarzyszy spadek ciśnienia wewnątrzopłucnowego od -330 Pa do około -800 Pa. Z kolei objętość

[1] Wprawdzie średnica pojedynczego pęcherzyka płucnego wynosi tylko od 150 - 600 μm, ale łączna powierzchnia wszystkich może dochodzić nawet do 140 m^2, co odpowiada obszarowi ponad połowy kortu tenisowego.

eprasa.pl 0f0379b44b

pęcherzyków płucnych rośnie. Ciśnienie śródpęcherzykowe p_P maleje zatem od wartości spoczynkowej ($p_P = p_A$) do około -200 Pa. Powietrze napływa z dróg oddechowych do pęcherzyków. Te stopniowo wypełniają się, a ponieważ ich objętość jest oczywiście ograniczona, od pewnego momentu p_P zaczyna wzrastać. Wciąganie powietrza do płuc ustaje, gdy p_P ponownie zrówna się z atmosferycznym. Podczas normalnego, spokojnego oddechu u osoby dorosłej do płuc wprowadzane jest około 0,5 l powietrza, nazywane objętością oddechową.

Kolejną fazą wentylacji płucnej jest wydech, mający bierny charakter. Gdy mięśnie międzyżebrowe rozkurczają się a przepona rozluźnia się i unosi ku górze jama klatki piersiowej zmniejsza się, powracając do spoczynkowych wymiarów. Ciśnienie p_{WO} rośnie zatem stopniowo aż do maksymalnej wartości, przy czym pamiętamy już, że ta ostatnia i tak musi mieć wartość ujemną (-330 Pa) w stosunku do p_A. Płuca a wraz z nimi pęcherzyki kurczą się pod wpływem sił sprężystości.[2] Stąd p_P rośnie do wartości maksymalnej ≈ 200 Pa, co wymusza usuwanie powietrza z dróg oddechowych.

W miarę opróżniania pęcherzyków ciśnienie p_P w ich wnętrzu maleje, aby na końcu wydechu zrównać się z atmosferycznym. Wywód na temat zmian ciśnień w układzie oddechowym może na pierwszy rzut oka wydawać się nieco zawiły, ale warto z niego zapamiętać, że ciśnienie śródpęcherzykowe p_P jest ujemne w fazie wdechu, dodatnie podczas wydechu, natomiast ciśnienie wewnątrzopłucnowe p_{WO} zmienia się tylko w obrębie ujemnych wartości.

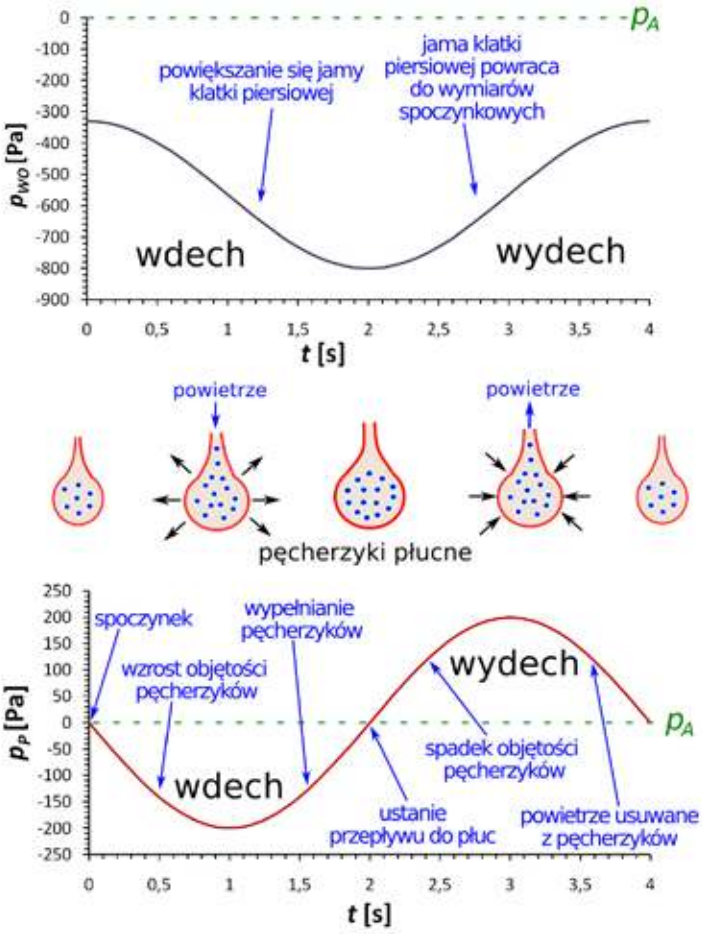
Dla biofizyka dokładne poznanie sposobu działania płuc, czyli zarówno omówionej skrótowo czynności mechanicznej jak i procesów związanych z dyfuzją gazów oraz perfuzją tego narządu krwią, stanowi ciekawe zagadnienie naukowe i jest potencjalną inspiracją do prowadzenia zaawansowanych badań.

Czytelnikom, którzy chcieliby zgłębić nieco więcej tajników funkcjonowania układu oddechowego, np. przyjrzeć się bliżej właściwościom elastycznym tkanki płucnej, dowiedzieć się, czym skutkuje występowanie napięcia powierzchniowego warstewki wody pokrywającej nabłonek pęcherzyków i jaka jest rola surfaktantu w procesie wentylacji płuc polecam dedykowany artykuł w „Fizyce w Szkole".[3]

W dalszej części obecnego tekstu przyjrzymy się natomiast, w jaki sposób lekarz pulmonolog, wykorzystując aparaturę bazującą na osiągnięciach fizyki, może diagnozować oraz leczyć choroby i nieprawidłowości, występujące w układzie oddechowym.

Badanie osłuchowe płuc

Pacjent, który udał się do gabinetu pulmonologa po przeprowadzonym wywiadzie w pierwszej kolejności na pewno zostanie poddany badaniu osłuchowemu. Pozwoli ono wstępnie ocenić dźwięki towarzyszące wentylacji płuc pod kątem występowania takich patologii, jak np.: zapalenie, odma opłucnowa czy rozedma. Odbiór sygnałów bioakustycznych odbywa się z powierzchni ciała przy użyciu stetoskopu.[4] Wielu lekarzy wciąż posługuje się klasycznym urządzeniem, którego pierwowzór opracował amerykański kardiolog David Littmann już w 1961 r.



Rys. 1. *Przebieg zmienności ciśnienia wewnątrzopłucnowego p_{WO} i śródpęcherzykowego p_P w trakcie wdechu i wydechu. Ciśnienie atmosferyczne p_A stanowi poziom odniesienia, stąd na rys. przypisano mu wartość 0.*

Do klatki piersiowej pacjenta, gdy ten spokojnie oddycha, z przodu, z tyłu i z boków przykładana jest specjalna głowica. Jej czaszę zamyka elastyczna membrana, która, kontaktując się bezpośrednio ze skórą, oscyluje pod wpływem docierającej z wnętrza ciała fali mechanicznej. Fizyków na pewno zainteresuje fakt, że podstawową częstotliwość rezonansową f_r membrany wykonanej z materiału o gęstości powierzchniowej σ [kg/m²] i charakteryzującej się średnicą d oraz napięciem T możemy obliczyć ze wzoru:

$$f_r = \frac{0,765}{2d}\sqrt{\frac{T}{\sigma}}$$

[2] Siły sprężystości generują ciśnienie p_s, przeciwdziałające zwiększaniu objętości płuc.

[3] T. Kubiak, Biofizyka układu oddechowego - od teorii do eksperymentu, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 1 (2018), s. 4-8.

[4] O działaniu, historii oraz wykorzystaniu stetoskopu w szeroko pojętej medycynie wewnętrznej przeczytać można w artykule: T. Kubiak, Fizyka u internisty, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 2 (2018), s. 4-7.

eprasa.pl 0f0379b44b

Wywołane drganiami membrany zmiany ciśnienia akustycznego propagują dalej przez słup powietrza, wypełniający kanał elastycznego przewodu. Posiada on kształt litery Y i jest określany mianem drenu. Nie tylko transmituje dźwięki, ale także izoluje od zakłóceń zewnętrznych. Z kolei połączone sprężyną, sztywne metalowe ramiona tzw. liry umożliwiają umieszczenie w uszach lekarza zamykających tor akustyczny końcówek, nazywanych oliwkami. Klasyczny stetoskop wraz ze wskazaniem najważniejszych elementów jego budowy przedstawia fot.1.

Należy pamiętać, że badanie osłuchowe przeprowadzane tego typu urządzeniem niesie za sobą duże ryzyko popełnienia błędu.[5] Pulmonolog musi bowiem nie tylko poprawnie usłyszeć dźwięki, dobiegające z klatki piersiowej, ale przede wszystkim je poprawnie zinterpretować, co wymaga dużej wiedzy oraz doświadczenia. Różne czynniki mogą zakłócić prawidłową percepcję dźwięku, która zależy nie tylko od czynników fizycznych (np. jakości przewodzenia fal akustycznych przez dren stetoskopu), ale także aspektów psychoakustycznych.[6]

Odgłosy słyszane przez klasyczny stetoskop nie są ponadto nigdzie zapisywane, stąd wynik badania jest całkowicie subiektywny i niemożliwy do weryfikacji przez innego lekarza w przyszłości. Dlatego współcześnie zamiast tradycyjnych „słuchawek lekarskich" w pulmonologii coraz częściej stosuje się stetoskopy elektroniczne. W zależności od modelu i przyjętych rozwiązań technicznych głowica urządzenia wychwytuje docierające z wnętrza ciała fale akustyczne przy użyciu wbudowanego mikrofonu, połączonych z membraną elementów piezoelektrycznych, pojemnościowych przetworników akustyczno-elektrycznych a nawet czujników optycznych, wykrywających oscylacje membrany.

W tym miejscu warto doprecyzować, jakie właściwie dźwięki możemy zarejestrować stetoskopem. W pierwszej kolejności są to fizjologiczne szmery oddechowe, generowane na skutek przepływu powietrza przez kolejne odcinki układu oddechowego. Przykładowo szmer oskrzelowy, posiadający szeroki zakres częstotliwości, prawidłowo wykryć można tylko nad tchawicą lub dużymi oskrzelami.

Fot. 1. *Podstawowe elementy budowy klasycznego stetoskopu.*

Nad płucami podczas wdechu oraz w początkowej fazie wydechu, gdy powietrze turbulentnie przepływa przez oskrzela płatowe i segmentowe, słyszalny jest natomiast symetryczny szmer pęcherzykowy. Jego ściszenie, zanik czy asymetria są oczywiście objawami patologii. Do nieprawidłowych dźwięków osłuchowych zaliczmy z kolei szmery dodatkowe. W zależności od jednostki chorobowej i fizycznego mechanizmu powstawania pojawić się mogą różne ich rodzaje, co obrazuje tabela 1.

Warto uświadomić sobie, że częstotliwości podstawowych dźwięków związanych z przepływami powietrza przez dolne drogi oddechowe zawierają się zazwyczaj w przedziale 100-1000 Hz. Medycy umownie dzielą go na podzakresy: 100-300 Hz (dźwięki o niskiej częstotliwości f), 300-600 Hz (o średniej f), powyżej 600 Hz (dźwięki o wysokiej f).[7]

Podczas tradycyjnego osłuchiwania lekarz może jedynie orientacyjnie ocenić charakter brzmienia szmerów, ich

Tabela 1. Dźwięki świadczące o wystąpieniu nieprawidłowości w układzie oddechowym.

Rodzaj dźwięku	Przyczyny powstania	Potencjalna jednostka chorobowa
rzężenia – drobnobańkowe, tzw. trzeszczenia (o wysokiej f); – grubobańkowe (o niskiej f).	Nagłe wyrównanie ciśnienia powietrza po otwarciu zamkniętej uprzednio struktury dróg oddechowych.	– zapalenie płuc, włóknienie płuc, obrzęk płuc (drobnobańkowe); – rozstrzenie oskrzeli (grubobańkowe)
świsty (syczenia o wysokiej częstotliwości f)	Turbulentny przepływ powietrza przez zwężone drogi oddechowe.	– zmiany zapalne krtani i tchawicy, ciało obce (świsty wdechowe); – astma, przewlekłe zapalenie oskrzeli, przewlekła obturacyjna choroba płuc (świsty wydechowe)
furczenia (świsty o niskiej f)	Obecność wydzieliny w drogach oddechowych.	– zapalenie płuc, zapalenie oskrzeli
skrzeczenia	Złożenie trzeszczeń oraz krótkich świstów.	- alergiczne zapalenie pęcherzyków płucnych
tarcie opłucnowe	Ocieranie się o siebie blaszek opłucnej ściennej i trzewnej.	- stan zapalny lub proces nowotworowy.

[5] Problem ten jest poruszany w wielu artykułach, np. H. Hafke-Dys i inni, The accuracy of lung auscultation in the practice of physicians and medical students, PLoS One 14(8), 2019, e0220606.

[6] Osobom zainteresowanym biofizycznymi aspektami funkcjonowania zmysłu słuchu polecam artykuł: T. Kubiak, Biofizyka zmysłu słuchu i ochrona przed hałasem, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 2 (2021), s. 4-10.

[7] Podział na podstawie: V. Gross i inni, The Relationship between Normal Lung Sounds, Age, and Gender. American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine 162 (2000), s. 905-909.

eprasa.pl 0f0379b44b

intensywność czy czas trwania poszczególnych faz oddechu. Stetoskop elektroniczny daje zdecydowanie większe możliwości, gdyż sygnał jest zapisywany w formie cyfrowej.[8] i dzięki temu może być dalej poddany zaawansowanej obróbce i analizie zarówno w dziedzinie czasu jak i częstotliwości.[9] Warto również wspomnieć, iż urządzenia elektroniczne zapewniają redukcję szumów oraz nawet stukrotne wzmocnienie dźwięku w tym uwypuklenie tonów o wybranym zakresie częstotliwości. Ponadto wyniki badania mogą zostać zaprezentowane w formie graficznej w postaci spektrogramu.

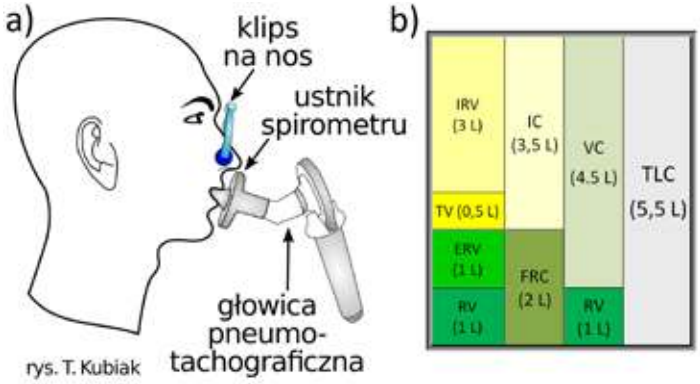
Warto nadmienić, że nowoczesne stetoskopy elektroniczne wykorzystywane są m.in. do telemedycznego monitorowania dzieci chorych na astmę. W przypadku zaostrzenia objawów rodzic może samodzielnie wykonać badanie, którego wynik dzięki dedykowanej aplikacji zdalnie trafia do pulmonologa w celu interpretacji. Co więcej, trwają prace nad wykorzystaniem algorytmów sztucznej inteligencji do analizy dźwięków rejestrowanych elektronicznym stetoskopem, aby zminimalizować ryzyko popełnienia błędów przez lekarza i ograniczyć subiektywność jego diagnozy.

Czytelnicy, którzy zapoznali się z tabelą 1 od razu zorientowali się zapewne, że badanie osłuchowe, nawet jeśli przeprowadzone jest przez doskonałego specjalistę, stosującego najnowocześniejszy stetoskop, nie może być raczej podstawą do jednoznacznego ustalania, na jaką jednostkę chorobową cierpi pacjent. W zasadzie bowiem każdy szmer dodatkowy może mieć zróżnicowane przyczyny. Pulmonolodzy w swej pracy wykorzystują zatem jeszcze inne, bardziej zaawansowane metody diagnostyczne.

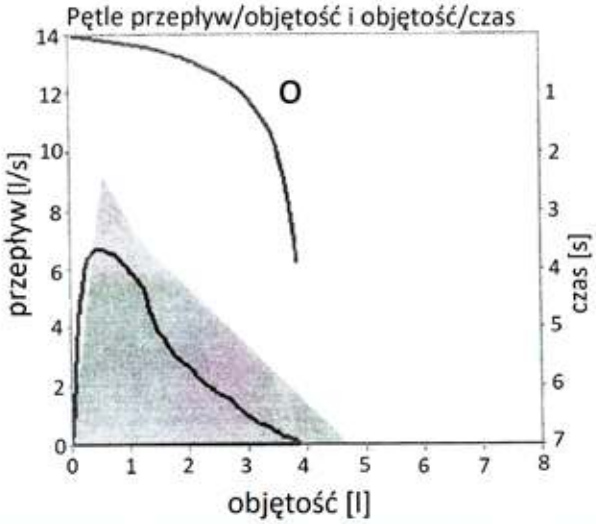
Spirometria

Osoby, u których podejrzewa się występowanie przewlekłych schorzeń układu oddechowego, takich jak astma czy POChP kierowane są na spirometrię. Podczas tego podstawowego badania czynnościowego pacjent pozostaje w wyprostowanej pozycji siedzącej i oddycha przez ustnik głowicy urządzenia (rys. 2a). Przepływ powietrza przez nos pozostaje w tym czasie zamknięty w wyniku założenia na niego klamerki. Ważne jest, aby chory współpracował z diagnostą i na jego znak wykonywał zadane czynności, np. maksymalne nabranie powietrza do płuc, szybkie jego wypuszczenie albo przedłużenie i pogłębienie wydechu.

Na wyniki spirometrii (fot. 2) składają się zarówno parametry liczbowe jak i wykresy. W tym miejscu należy jeszcze uściślić, że wyróżniamy tzw. badanie statyczne, wykonywane przy spokojnym oddechu pacjenta oraz pomiar dynamiczny, gdzie musi on wykonywać natężone wdechy oraz wydechy. W pierwszym przypadku wyznacza się m.in. objętość oddechową TV (ang. Tidal Volume), czyli ilość powietrza wchodzącą do (ale też wychodzącą z) płuc podczas pojedynczego, spokojnego oddechu (≈500 ml u mężczyzn i ≈400 ml u kobiet).



Rys. 2. (a) *Schematyczne przedstawienie badania spirometrycznego.* **(b)** *Przyczynki składające się na całkowitą pojemność płuc, czyli TLC. Pozostałe skróty oznaczają odpowiednio: TV - objętość oddechową; IRV - zapasową objętość wdechową; ERV – zapasową objętość wydechową; RV - objętość zalegającą, IC - pojemność wdechową; FRC – czynnościową pojemność zalegającą, VC - pojemność życiową.*



Parametry		LLN	ULN	Pred	PRZED # 1	%Zdef	Z-score
FVC	l	3,81	5,59	4,70	3,83	81	-1,60
FEV1	l	2,86	4,37	3,62	2,97	82	-1,75
FEV1/VC	%	67,2	86,6	76,9			
FEV1/FVC	%	67,2	86,6	76,9	77,5	101	0,10
PEF	l/s	7,06	11,50	9,28	6,74	73	-1,89

Fot. 2. *Wynik badania spirometrii dynamicznej z krzywą przepływ - objętość oraz wartościami parametrów, które zostały opisane w artykule.*

Jeśli pacjent zrobi powolny, ale możliwie najgłębszy wydech, w płucach pozostanie mu tylko tzw. objętość zalegająca RV (ang. Residual Volume), której, niestety, nie można zmierzyć w badaniu spirometrycznym. Gdy następnie weźmie maksymalny wdech, osiągnie całkowitą pojemność płuc, czyli TLC (ang. Total Lung Capacity), jej także w badaniu nie wyznaczmy, bo nie wiemy, ile wynosiło RV. Na polecenie diagnosty można jednak nabierać do płuc maksymalną ilość powietrza, aby osiągnąć TLC; następnie powoli wydmuchać wszystko, co tylko możliwe, aby w płucach pozostało tylko RV. Wówczas powietrze wypchnięte

[8] Fale akustyczne z wnętrza ciała są rejestrowane przez przetwornik elektroakustyczny, który zamienia dźwięk na analogowy sygnał elektryczny. Ten przekształcany jest na postać cyfrową z wykorzystaniem przetwornika analogowo-cyfrowego ADC (ang. analog-to-digital converter).

[9] Technikom przetwarzania sygnałów z urządzeń diagnostycznych poświęcono artykuł: T. Kubiak, Sygnały i obrazy, czyli fizyka w przetwarzaniu i analizie danych biomedycznych, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 3 (2020), s. 4-12.

eprasa.pl 0f0379b44b

przez ustnik spirometru będzie odpowiadało tzw. pojemności życiowej płuc, czyli VC (ang. Vital Capacity). Jest to druga podstawowa wielkość mierzona w spirometrii statycznej.

Aby lepiej zrozumieć wszystkie przyczynki składające się na całkowitą pojemność płuc, czyli TLC, warto spojrzeć na rys. 2b. Spokojny wdech (czyli objętość oddechową TV) można jeszcze pogłębić o tzw. zapasową objętość wdechową, nazywaną IRV (ang. Inspiratory Reserve Volume). Zatem suma TV i IRV, określana mianem pojemności wdechowej IC (ang. Inspiratory Capacity), to największa objętość powietrza, jaką możemy wciągnąć do płuc w wyniku maksymalnego wdechu, który nastąpił po spokojnym wydechu. Trzeba również pamiętać, iż po spokojnym wydechu w płucach pozostaje jeszcze powietrze w ramach tzw. czynnościowej pojemności zalegającej FRC (ang. Functional Residual Capacity), z której można jeszcze pozbyć się zapasowej objętości wydechowej, czyli ERV (ang. Expiratory Reserve Volume). Objętość zalegająca RV, jak już wspomniano, zawsze pozostaje w płucach.

Oprócz klasycznej spirometrii statycznej powszechnie wykonywane jest też badanie dynamiczne. Nazwa ma związek z natężoną aktywnością oddechową pacjenta, obywającą się przy częściowym zaangażowaniu mięśni brzucha oraz międzyżebrowych. Przykładowo, jeśli na polecenie diagnosty chory po maksymalnym powolnym wdechu zrobi forsowny, trwający możliwie długo (> 6 s) nasilony wydech o odpowiednio szybkim początku, możliwe będzie wyznaczenie kilku istotnych parametrów, jakie znajdziemy w wynikach badania przedstawionych na fot. 2. FVC (ang. Forced Vital Capacity) to natężona pojemność życiowa płuc, która odpowiada ilości powietrza (w litrach), jaką pacjent wydmuchał w czasie całego natężonego wydechu, rozpoczętego z poziomu TLC.

Z kolei natężona objętość wydechowa pierwszosekundowa FEV_1 (od ang. Forced Expiratory Volume 1sec) wskazuje, ile powietrza zostało usunięte z płuc tylko w pierwszej sekundzie wzmożonego wydechu. Wartość tę możemy również odnieść do pojemności życiowej VC i wyrazić w procentach, co da nam tzw. wskaźnik Tiffeneau (FEV_1/VC %) albo do natężonej pojemności życiowej, aby uzyskać wskaźnik pseudo-Tiffeneau (FEV_1/FVC %).[10]

Ostatnim z parametrów widocznych na fot. 2 jest PEF (ang. Peak Expiratory Flow), co możemy przetłumaczyć jako szczytowy przepływ wydechowy. Ukazuje on maksymalne natężenie przepływu powietrza (w l/s). Wartość PEF można wyznaczyć z krzywej przepływ - objętość, podobnie jak wartości maksymalnych przepływów wydechowych (ang. Maximal Expiratory Flow) MEF_{75}, MEF_{50}, MEF_{25}, odpowiednio w punktach stanowiących 75, 50 i 25 % FVC. Warto zwrócić uwagę, iż jeśli na osi poziomej zaznaczymy wyrażoną w litrach objętość wydychanego powietrza a na osi pionowej przepływ w litrach na sekundę, to u osób zdrowych pole pod wykresem przyjmuje kształt zbliżony do trójkąta (patrz ponownie fot.2).

Gdy badanie spirometrii dynamicznej jest wykonane poprawnie (zalecane są przynajmniej trzy powtórzenia forsownego wydechu), pulmonolog jest w stanie na jego podstawie wyciągnąć szereg wniosków na temat ewentualnych zaburzeń funkcjonowania układu oddechowego, np. obturacji (ograniczenia przepływu powietrza) lub restrykcji (zmniejszenia całkowitej pojemności) płuc.

Warto jeszcze wspomnieć, że występujący podczas badania istotny wzrost ciśnienia w klatce piersiowej sprawia, iż przeciwwskazaniem do spirometrii dynamicznej jest m.in. obecność tętniaków, przebyte odwarstwienie siatkówki[11] czy odma opłucnowa. Ta ostatnia może być łatwo wykryta w badaniach rentgenowskich, które mają również kluczowe znaczenie w pracy pulmonologa.

Badania wykorzystujące promienie X

Badania obrazowe, bazujące na promieniowaniu rentgenowskim, są kluczowe w rozpoznawaniu chorób płuc.[12] Konwencjonalne radiogramy klatki piersiowej wykonuje się zawsze w pozycji stojącej, wykorzystując zazwyczaj uniwersalny, stacjonarny aparat RTG z tzw. ścianką płucną.[13]

Fot. 3. *Klasyczne, wykonane w projekcji tylno-przedniej zdjęcie RTG płuc bez zmian ogniskowych.*

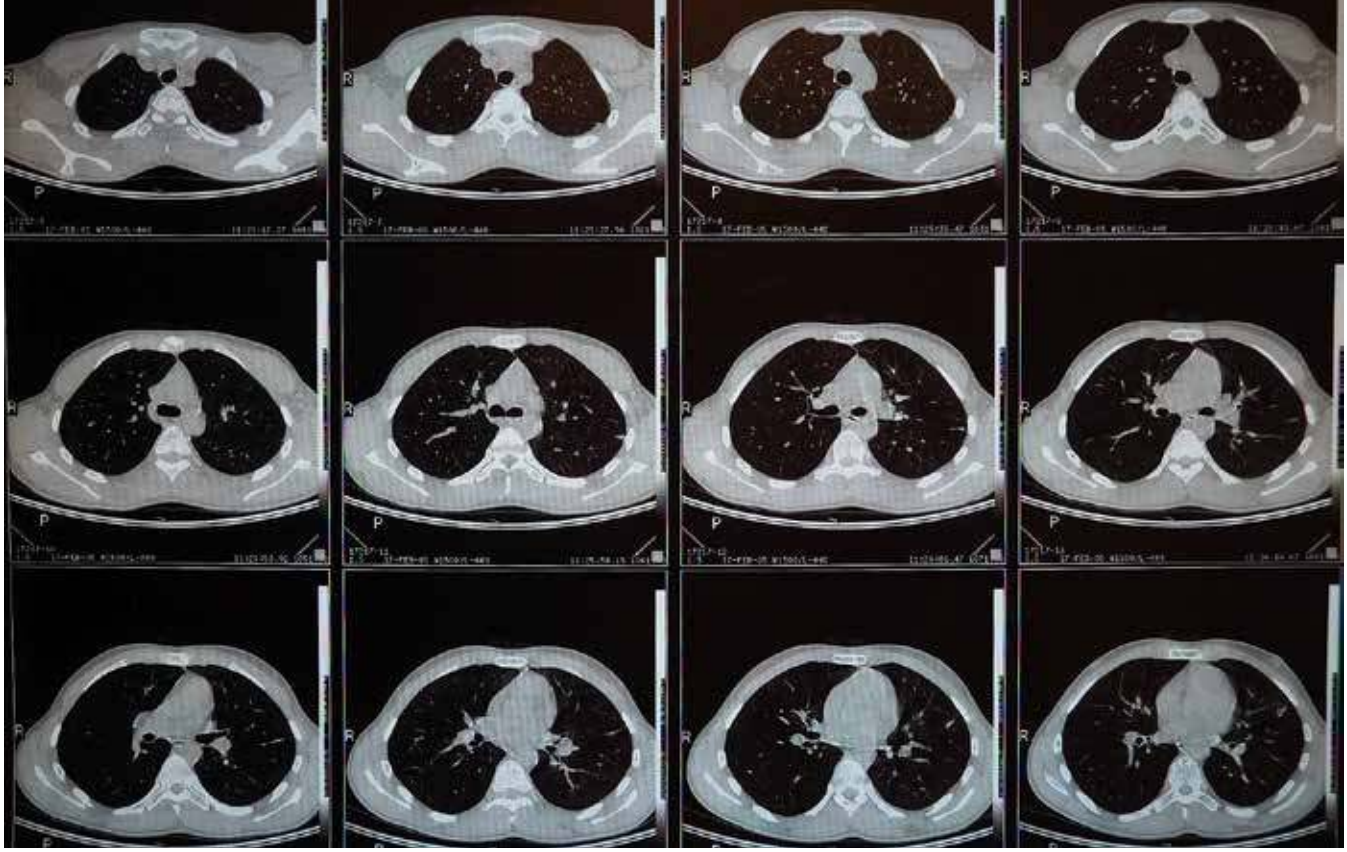
[10] Nazwa wskaźnika upamiętnia francuskiego fizjologa Roberta Tiffeneau, który już w 1947 roku (wraz z André Pinelli) zaproponował, jak wykonywać natężony manewr wydechowy, o czym można przeczytać w artykule: J.C. Yernault, The birth and development of the forced expiratory manoeuvre: a tribute to Robert Tiffeneau (1910–1961), Eur Respir J. 10 (1997), 2704-2710.

[11] O siatkówce i chorobach oczu można przeczytać w artykułach: T. Kubiak, Od biofizyki układu wzrokowego do złudzeń optycznych, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 6 (2019), s. 4-10 oraz T. Kubiak, Fizyka u okulisty i optometrysty, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 5 (2023), s. 4-13.

[12] O historii odkrycia promieni X oraz innych zastosowaniach badań rentgenowskich przeczytać można w artykule: T. Kubiak, Fizyczne podstawy badań rentgenowskich kości i stawów, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 6 (2021), s. 16-21.

[13] W przypadku chorego w bardzo ciężkim stanie ogólnym badanie RTG można wykonać urządzeniem przyłóżkowym w pozycji leżącej, ale wówczas jego wartość diagnostyczna jest ograniczona.

eprasa.pl 6b03795b44b



Fot. 4. *Zestawienie wybranych przekrojów tomograficznych klatki piersiowej.*

Chory wykonuje głęboki wdech a następnie wstrzymuje oddech na czas przechodzenia promieni X przez jego ciało. Standardowo używa się projekcji tylno-przedniej (PA od łac. posterior-anterior), co oznacza, że lampa rentgenowska usytuowana jest za plecami pacjenta a kaseta z kliszą bądź detektor przed nim. Warto zaznaczyć, iż zdjęcie rtg płuc można wykonać również z boku.

Czytelnicy „Fizyki w Szkole" wiedzą już zapewne, że podstawą radiodiagnostyki jest absorpcja energii promieniowania X w tkankach na skutek zajścia efektu fotoelektrycznego. Promieniowanie rozproszone w wyniku zjawiska Comptona pogarsza tylko kontrast obrazu. Należy je zatem eliminować, wykorzystując kratki przeciwrozproszeniowe, umieszczane między ciałem pacjenta a detektorem.

W przeszłości obraz RTG klatki piersiowej utrwalany był na kliszy, czyli prostokątnym arkuszu halogenosrebrowej błony światłoczułej. Wymagała ona dalszej obróbki z wykorzystaniem specjalnej wywoływarki oraz odczynników chemicznych. Dopiero tak przygotowane zdjęcie rentgenowskie lekarz mógł oglądać i oceniać z wykorzystaniem negatoskopu, czyli jednolicie podświetlanej płyty wieszanej na ścianie.

Wykonane w projekcji PA analogowe przeglądowe zdjęcie RTG klatki piersiowej osoby zdrowej przedstawia fot. 3. Struktury anatomiczne, w zależności od swej gęstości, osłabiają promieniowanie w nieco różnym stopniu, co umożliwia ich identyfikację na obrazie. Przykładowo kości charakteryzują się dużym pochłanianiem fotonów X, co sprawia, że klisza w ich rzucie pozostaje biała. Przez powietrze w płucach promieniowanie przechodzi natomiast praktycznie bez osłabienia i po wyjściu z ciała zaczernia błonę.

Wprawny lekarz na zdjęciu RTG dostrzeże szereg szczegółów, nie tylko kości, sylwetkę serca, drzewo oskrzelowe czy duże naczynia krwionośne (np. tętnice płucne), ale również wszelkiego typu zmiany patologiczne. Obecnie w diagnostyce coraz powszechniejszym standardem są radiogramy cyfrowe, które nie tylko oferują lepszy kontrast, ale przede wszystkim dają możliwość przeprowadzania analiz telemedycznych (np. zdalnego opisu przez radiologa) i archiwizowania wyników w postaci plików, a nie trudnych w przechowywaniu i występujących w pojedynczym egzemplarzu klisz.

Należy mieć świadomość, że wykonywane od końca XIX w. klasyczne badania RTG nie są idealną metodą diagnostyczną.[14] Rentgenogram przedstawia bowiem tylko rzut trójwymiarowego obiektu na płaszczyznę, co nie pozwala na dokładne uwidocznienie nakładających się struktur anatomicznych. Na szczęście zawsze można skorzystać z bardziej zaawansowanej metody obrazowania, jaką jest rentgenowska tomografia komputerowa. Fizycznym podstawom tej techniki poświęcono już w przeszłości osobny tekst w „Fizyce w Szkole".[15]

Warto jednak przypomnieć, że ideą CT (od ang. Computed Tomography) jest rejestracja wielu cienkich poprzecznych przekrojów ciała (warstw tomograficznych) w płaszczyźnie prostopadłej do osi długiej ciała. Podczas badania pacjent leży na plecach na stole, który wjeżdża w otwór zasadniczej części urządzenia, czyli tzw. gantry. Ukryte wewnątrz okola jedna lub dwie lampy rentgenowskie wirują wokół chorego wraz ze zlokalizowanym po przeciwnej stronie wielorzędowym układem detektorów. Złożenie ruchu postępowego stołu i odbywającego się w płaszczyźnie prostopadłej ruchu obrotowego źródła promieniowania sprawia, że torem poruszania się układu projekcyjnego względem badanego jest spirala.

[14] Pierwszy zakład radiologii otwarto w Glasgow Royal Infirmary już w 1896 roku z inicjatywy dr Johna Macintyre.

[15] T. Kubiak, Tomografia komputerowa, Fizyka w Szkole nr 1 (2014), s. 7- 10.

eprasa.pl 0f03 79b44b

Uzyskanie kolejnych przekrojów anatomicznych jest zatem skomplikowane i wymaga zastosowania złożonych algorytmów rekonstrukcyjnych. Przykładowe tomogramy klatki piersiowej ukazuje fot. 4. Oczywiście oprócz zestawu przekrojów możliwe jest uzyskiwanie rekonstrukcji wielopłaszczyznowych oraz prezentacji trójwymiarowych. Dla pulmonologa szczególnie interesująca będzie na pewno wirtualna bronchoskopia, pozwalająca m.in. wykonać przelot wirtualnej kamery przez światło tchawicy i dużych oskrzeli wyłącznie na podstawie danych z CT, czyli bez konieczności wprowadzania tam endoskopu. Badania rentgenowskie mogą dostarczyć naprawdę dużo informacji o stanie naszego układu oddechowego. Warto zatem jeszcze przyjrzeć się bliżej podstawowym nieprawidłowościom związanym z jego funkcjonowaniem.

Wybrane problemy z układem oddechowym oczami fizyka

Czynnikami motywującymi pacjenta do wizyty u pulmonologa mogą być pojawiające się duszności (subiektywne wrażenie braku tchu), zmniejszona zdolność wykonywania wysiłków czy występujący kaszel. Ten ostatni stanowi reakcję odruchową na podrażnienia zakończeń nerwowych w błonie śluzowej drzewa oskrzelowego i opłucnej przez różne czynniki. Mają one charakter termiczny (zmiana temperatury), chemiczny (np. mediatory zapalenia obecne w wydzielinie albo dym tytoniowy czy różne toksyczne opary) bądź mechaniczny (wydzielina lub ciało obce w drogach oddechowych). Kaszel stanowi zatem fizjologiczny odruch obronny organizmu, który pomaga oczyścić i udrożnić drogi oddechowe, w tym krtań, tchawicę i oskrzela. Z punktu widzenia biofizyki składa się z trzech faz: nasilonego wdechu (faza wdechowa), wzmożonego wydechu przy zamkniętej głośni (faza sprężania, w której zwiększa się ciśnienie powietrza w wyniku ściskania płuc i zwężenia dróg oddechowych) oraz szybkiego wypuszczenia powietrza (wraz z napotkanymi drobinami) po gwałtownym otwarciu głośni (faza wypierania).

Należy mieć na uwadze, iż kaszel nie zawsze pomoże usunąć substancję obcą z organizmu. Szczególne niebezpieczeństwo niesie za sobą aspiracja materiału stałego lub płynnego. Duże fragmenty pokarmu mogą nawet zamknąć drogi oddechowe, wywołując dławienie, duszność i sinicę, natomiast mniejsze cząstki, które przejdą pomiędzy strunami głosowymi, przyczynić się do powstania ropnia płuca.

Szczególnie niebezpieczna jest sytuacja, w jakiej cofająca się treść pokarmowa dostanie się do tego narządu a jej kwaśny odczyn spowoduje uszkodzenie błony pęcherzykowo-włośniczkowej oraz zniszczenie surfaktantu pęcherzyków. Rozwijający się stan zapalny będzie wówczas odpowiedzią dróg oddechowych i miąższu płuc na drażniące działanie soku żołądkowego (zawierającego kwas solny i enzymy trawienne), kwasów żółciowych czy innych egzogennych substancji, które przedostały się z przewodu pokarmowego. Warto wspomnieć, że zachłystowe zapalanie płuc stanowi częstą przyczyną zgonu u osób starszych i leżących z zaburzeniami połykania.

W przypadku zakrztuszenia ciałem stałym lub zachłyśnięcia płynem często zachodzi konieczność wykonania bronchoskopii, aby usunąć materiał zalegający w oskrzelach. Co ciekawe, pierwszą w historii bronchoskopię wykonał już w 1897 roku niemiecki laryngolog Gustav Killian, aby wyciągnąć kość wieprzową z dróg oddechowych nieuważnego rolnika. Współcześnie oprócz sztywnych bronchoskopów ze światłowodem stosowane są cienkie i giętkie bronchofiberoskopy. Fizyczne podstawy zabiegów endoskopowych to jednak temat na odrębny artykuł.

Abstrahując od przypadku aspiracji ciała obcego, najczęstszą przyczyną ostrego kaszlu jest infekcja dróg oddechowych. To właśnie opisane wcześniej metody diagnostyki ułatwiają wówczas pulmonologowi rozpoznanie wirusowego czy bakteryjnego zapalenia oskrzeli albo płuc. Dla przykładu podczas osłuchiwania pacjenta z tym ostatnim schorzeniem ujawniają się trzeszczenia oraz tzw. egofonia (wzmożone drżenie głosowe nad obszarem nacieku); badanie przedmiotowe wykazuje lokalne stłumienie odgłosu opukowego a RTG klatki piersiowej zacienienia plamiste o różnej lokalizacji.

Poprawne rozpoznanie ułatwia wprowadzenie skutecznej terapii. Należy bowiem pamiętać, że w przebiegu zapalenia dochodzi do nagromadzenia mikroorganizmów, komórek zapalnych oraz płynu wysiękowego w pęcherzykach płucnych, co utrudnia wymianę gazową, istotnie zaburzając funkcję płuc. W skrajnym przypadku może nawet rozwinąć się niewydolność oddechowa, przebiegająca z hipoksemią (obniżeniem prężności tlenu we krwi tętniczej $PaO_2 < 8$ kPa) oraz towarzyszącą jej hiperkapnią (patologicznie podwyższonym ciśnieniem parcjalnym ditlenku węgla, $PaCO_2 > 6{,}6$ kPa), stanowiącą przyczynek do rozwoju kwasicy oddechowej. Dla zainteresowanych warto dodać, że ocena równowagi kwasowo-zasadowej oraz prężności gazów oddechowych polega na wykonaniu gazometrii krwi tętniczej. W badaniu tym wykorzystywany jest specjalistyczny analizator, którego działanie opiera się oczywiście na fizyce.

Niewiele osób zdaje sobie sprawę z faktu, że oprócz zapalenia płuc o etiologii wirusowej czy bakteryjnej istnieje także zapalenie popromienne. Jak sama nazwa wskazuje nie wynika ono z zakażania patogenami, lecz z narażania na promieniowanie jonizujące pośrednio (rentgenowskie), stosowane podczas radioterapii klatki piersiowej.[16] Wzrost prawdopodobieństwa wystąpienia zapalenia popromiennego ma związek z wielkością dawki pochłoniętej[17], objętością miąższu płuca objętego wiązką, faktem napromieniania węzłów chłonnych oraz prowadzeniem jednoczesnej chemioterapii z użyciem taksanów czy gemcytabiny.[18]

[16] O radioterapii nowotworów przeczytać można w artykule: T. Kubiak, Od konwencjonalnej radioterapii fotonowej do terapii hadronowej, czyli fizyka w leczeniu nowotworów, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 6 (2015), s.4-7.

[17] O wpływie promieniowania jonizującego na organizmy żywe traktuje tekst: T. Kubiak, Od naturalnej promieniotwórczości do medycyny nuklearnej. Człowiek a promieniowanie jonizujące, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 5 (2020), s. 4-11.

[18] Wspomnianym chemioterapeutykom poświęcono artykuł: T. Kubiak, Leki cytostatyczne, czyli jak chemia pomaga zwalczać nowotwory, Chemia w Szkole, nr 2 (2017), s. 16-21.

eprasa.pl 0f0379b44b

Przy ocenie ryzyka często uwzględnia się parametr V20. Stanowi on objętość zdrowych płuc (wyrażoną w % całkowitej objętości tego narządu pomniejszonej o objętość guza), która pochłonęła dawkę ≥ 20 Gy. Co ciekawe, kliniczne objawy zapalenia popromiennego ujawniają się dopiero po 3-12 tygodniach od ekspozycji, a struktura płuca odbudowuje się z silnym włóknieniem.

Wracając do tematyki kaszlu, jego przewlekły charakter często wynika z astmy oskrzelowej bądź przewlekłej obturacyjnej choroby płuc, określanej skrótowo mianem POChP. W tym ostatnim przypadku nadmierna obecność wydzieliny w drogach oskrzelowych może stać się przyczyną pojawienia się niedodmy, czyli niewłaściwego upowietrznienia pęcherzyków płucnych. Jest ono widoczne zarówno w badaniu RTG jak i CT. Generalnie POChP to bardzo niebezpieczne schorzenie, które stwierdza się nawet u 10% Polaków po 40 roku życia a na świecie jest jedną z głównych przyczyn zgonów. Czynnik ryzyka stanowi oczywiście palenie tytoniu oraz postępujące zanieczyszczenie środowiska (tzw. niska emisja). Choroba powoduje liczne zmiany patofizjologiczne.

Dla biofizyka istotna jest obturacja, pociągająca za sobą zwiększenie oporów przepływu powietrza w małych oskrzelach i oskrzelikach oraz zmniejszenie sprężystości płuc. Próba kompensacji ograniczonego przepływu powietrza (widocznego w badaniu spirometrycznym) w trakcie spokojnego wydechu wymusza dodatkowe zaangażowanie mięśni wydechowych a tym samym znacznie zwiększa wydatek energetyczny związany z wentylacją.

Gdy chory podejmuje wysiłek fizyczny, może nawet dojść do uwięzienia powietrza w płucach a tym samym ich dynamicznego rozdęcia. Ciśnienie śródpęcherzykowe p_P po zakończeniu wydechu nie będzie wówczas równe atmosferycznemu, tylko nadal od niego wyższe. Konsekwencja to znaczne utrudnienie rozpoczęcia kolejnego wdechu z uwagi na konieczność przezwyciężenia przez mięśnie oddechowe wewnętrznego dodatniego ciśnienia końcowo-wydechowego (auto-PEEP od ang. Positive End-Expiratory Pressure).

Z czasem u chorych na POChP rozwija się rozedma. Jest to trwałe powiększenie przestrzeni powietrznych z towarzyszącym uszkodzeniem ścian pęcherzyków płucnych. Warto podkreślić, iż rozedma, widoczna w badaniu radiologicznym, stanowi nieodwracalne uszkodzenie anatomiczne. Ćwiczenia oddechowe, poprawiające ruchomość przepony, mogą jedynie usprawnić funkcjonowanie tej części płuc, która nie została zniszczona przez chorobę. Z czasem jednak postępujące POChP doprowadza do zaburzenia wymiany gazowej a nawet całkowitej niewydolności oddechowej.

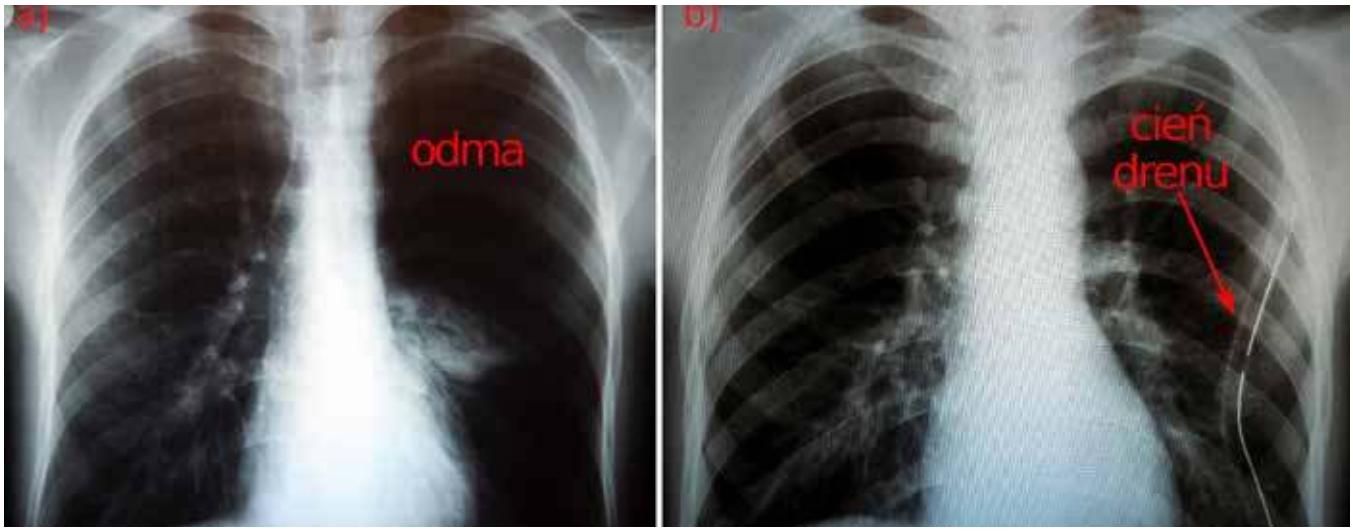
Odma opłucnowa

W pierwszej części artykułu opisano fizyczny mechanizm wentylacji płucnej u osoby zdrowej. W takim przypadku wciąganie powietrza do dróg oddechowych i jego przepływ do pęcherzyków napędza tzw. ciśnienie przezpłucne p:

$$p = p_P - p_{WO}$$

Przypomnijmy także, że w normalnych warunkach ciśnienie wewnątrzopłucnowe p_{WO} jest zawsze niższe niż atmosferyczne p_A i śródpęcherzykowe p_P. Jeśli jednak z jakiś przyczyn do jamy opłucnej dostanie się powietrze, panujące tam ciśnienie p_{WO} zrówna się z ciśnieniem śródpęcherzykowym p_P. Wówczas ciśnienie przezpłucne będzie równe zero a płuco zapadnie się pod wpływem sił sprężystości. Taki stan nazywany jest odmą opłucnową. Jej przyczyną może być zarówno uszkodzenie płuca jak i ściany klatki piersiowej. Mamy zatem odmy samoistne, występujące u młodych, wysokich, wcześniej zdrowych osób, u których pęknięcie pęcherzyków płucnych następuje z nie do końca poznanych powodów oraz odmy pourazowe, będące następstwem obrażeń klatki piersiowej. W tym ostatnim przypadku odma może mieć charakter zarówno zamknięty jak i otwarty a nawet prężny.

Odma zamknięta jest częsta w przypadku ofiar wypadków drogowych, które nie były przypięte pasami w momencie zdarzenia. Uderzenie klatką piersiową w kierownicę lub deskę rozdzielczą często powoduje u nich złamanie żeber,



Fot. 5. *RTG klatki piersiowej pacjenta* **(a)** *z dużą samoistną, lewostronną odmą opłucnową zaciskającą lewe płuco na szypule naczyniowej;* **(b)** *po całkowitym rozprężeniu lewego płuca, ale z widocznym cieniem drenu.*

eprasa.pl 0f0379b44b

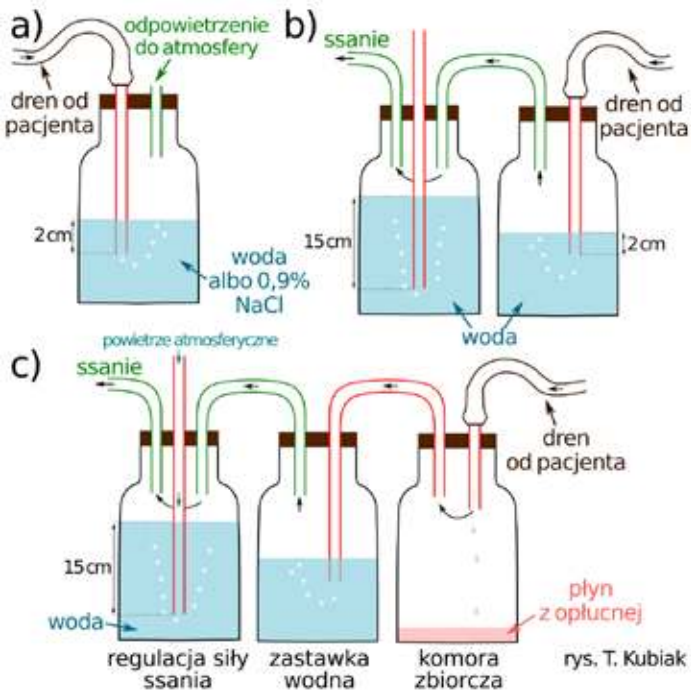
które uszkadzają powierzchnię płuca. Jeśli nie doszło do naruszenia powłok ciała do jamy opłucnej jednorazowo dostała się pewna ilość powietrza. Nie ma jednak ona możliwości przechodzić do otoczenia i z powrotem.

Z zupełnie inną sytuacją mamy natomiast do czynienia w odmie otwartej. Przez otwór w klatce piersiowej, powstały np. w wyniku jej przebicia ostrym narzędziem, powietrze swobodnie dostaje się i wydostaje z jamy opłucnej. W płucu z odmą otwartą panuje zatem ciśnienie atmosferyczne, natomiast w drugiej, zdrowej części klatki piersiowej ciśnienie w jamie opłucnej obniża się podczas wdechu a podnosi podczas wydechu.[19] Te cykliczne zmiany ciśnienia spowodowane pracą zdrowego płuca wywołują wówczas tzw. trzepotanie śródpiersia, czyli jego wahadłowe przesuwanie się w lewo i prawo.

W medycynie mówi się też o tzw. oddechu opacznym. Osoba z przebitą klatką piersiową podczas wdechu wciąga bowiem do płuca po zdrowej stronie ciała nie tylko powietrze docierające fizjologicznie przez tchawicę, ale również to pochodzące z drugiego, uszkodzonego płuca, co oczywiście powoduje jego dalsze zapadanie. Z kolei przy wydechu zużyte, bogatsze w CO_2 powietrze nie jest w całości usuwane z organizmu przez tchawicę. Jego część przez oskrzele przedostaje się bowiem do chorego płuca. Mamy zatem patologiczny ruch powietrza między płucami. Oddech paradoksalny pogłębia zaburzoną wentylację i w perspektywie prowadzi do znacznej niewydolności oddechowej. Dlatego w tym przypadku ważne jest szybkie zamknięcie połączenia jamy opłucnej z atmosferą.

Najbardziej niebezpieczną dla życia człowieka postacią odmy jest jej odmiana prężna (nazywana też wentylową lub zastawkową). Dopełnia się ona przy każdym wdechu. Powietrze jest bowiem zasysane przez ranę do uszkodzonej części klatki piersiowej, ale przy wydechu nie może jej opuścić (w otworze wytwarza się mechanizm zastawkowy). W skutek tego $p_{WO} > p_A$ a do tego stale rośnie, gdyż coraz więcej powietrza zbiera się w opłucnej nawet wówczas, gdy płuco zapadanie się już całkowicie. Patologiczne nadciśnienie przesuwa śródpiersie wraz z mieszczącymi się w nim narządami w stronę zdrowego płuca. W konsekwencji ucisk dużych naczyń krwionośnych wywołuje zaburzenia krążenia (np. ograniczenie powrotu żylnego) i upośledzenie pracy serca (np. zmniejszenie jego rzutu).[20]

Aby zapobiec sytuacji, w której ruchy oddechowe (wykonywane coraz szybciej przez pacjenta odczuwającego duszność) będą skutkować postępującym zwiększeniem ciśnienia wewnątrzopłucnowego a tym samym nacisku na obkurczone płuco, należy jak najszybciej ewakuować powietrze z jamy opłucnej. Doraźnie, na miejscu zdarzenia, osoba udzielająca pierwszej pomocy może wykonać to poprzez wkłucie grubej igły z zastawką



Rys. 3. *Różne rozwiązania stosowane przy drenażu jamy opłucnej.* **(a)** *Drenaż bierny, podwodny jednobutlowy,* **(b)** *drenaż czynny (ssący) w systemie dwubutlowym,* **(c)** *układ trójkomorowy.*

zrobioną np. z odciętego z obu stron palca rękawiczki gumowej (podczas wydechu powietrze będzie wypływać, natomiast przy wdechu guma zapadnie się i zamknie wylot igły). Ratownicy medyczni, po dokonaniu wkłucia do klatki piersiowej, kaniulę pozostawioną w miejscu odbarczenia odmy zabezpieczają natomiast za pomocą specjalnego opatrunku z zastawką jednokierunkową. Dalej odma leczona jest już szpitalnie z wykorzystaniem drenażu opłucnowego.

W przypadku wszystkich opisanych rodzajów odmy opłucnowej przed podjęciem decyzji o postępowaniu terapeutycznym pulmonolog (bądź torakochirurg)[21] musi przeprowadzić odpowiednią diagnostykę. Wstępem jest oczywiście badanie osłuchowe. W nim stwierdza się brak lub ściszenie szmeru pęcherzykowego po stronie chorej. Przy sprawdzaniu opukowym ujawnia się natomiast odgłos bębenkowy. Najważniejsze jest jednak wykonanie badania obrazowego, czyli RTG klatki piersiowej lub CT. Zdjęcie rentgenowskie, które rejestruje się oczywiście w pozycji stojącej we wspomnianej już projekcji PA, ukaże odsunięcie granicy płuca od ściany klatki piersiowej, brak rysunku naczyniowo-oskrzelowego po stronie chorej oraz ewentualne przesunięcie śródpiersia.[22] Przykładowe RTG klatki piersiowej pacjenta z dużą samoistną, lewostronną odmą opłucnową zaciskającą lewe płuco na szypule naczyniowej

[19] Należy pamiętać, że lewe i prawe płuco rozdziela śródpiersie a każde z nich jest otoczone osobnym workiem opłucnej.

[20] O biofizycznych podstawach działania układu sercowo-naczyniowego traktuje artykuł: T. Kubiak, Fizyka u kardiologa, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 3 (2023), s. 4-11.

[21] Torakochirurg zajmuje się operacyjnym leczeniem chorób i urazów klatki piersiowej (z wyjątkiem serca).

[22] RTG nie wykonuje się w pozycji leżącej na plecach, bo wolne powietrze w jamie opłucnowej przesuwa się do przodu i zrzutowane na płaszczyznę obrazu krawędzie płuc mogą wówczas sięgać ścian nawet przy dużej odmie.

eprasa.pl 0f0379b44b

pokazuje fot. 5a. Badanie rentgenowskie pozwala ocenić wielkość odmy, a zatem ułatwia podjęcie decyzji o sposobie jej odbarczenia.

Jeśli szerokość komory odmowej jest mała, istnieje szansa, że gazy oddechowe ulegną samoistnej resorpcji. W takim przypadku stosuje się leczenie zachowawcze, tzn. pacjent pozostaje w spoczynku w domu, wystrzega się wysiłków fizycznych i wykonuje zalecone ćwiczenia oddechowe. Duża odma musi być odbarczana z zastosowaniem drenażu jamy opłucnej (rys. 3). Może on mieć formę czynną (ciśnienie ssania od -10 do -20 cmH_2O) lub bierną (drenaż podwodny). Lekarz nacina skórę, wytwarza niewielki otwór w tkankach międzyżebrza, przedziurawia opłucną ścienną a następnie wprowadza dren, kierując go do szczytu płuca i mocując szwem do ściany klatki piersiowej. Poprawność założenia drenu powinna zostać zweryfikowana radiologicznie. Wychodzący z klatki piersiowej przewód musi zostać połączony z układem przepływu jednokierunkowego.[23]

W najprostszym przypadku (drenaż bierny, podwodny jednobutlowy, rys. 3 a) koniec rurki zostanie po prostu zanurzony w jałowej wodzie lub roztworze soli fizjologicznej na głębokość 2-3 cm.[24] Najistotniejsze jest, aby górna granica cieczy w zbiorniku znajdowała się co najmniej 40 cm poniżej klatki piersiowej pacjenta. W początkowej fazie leczenia gaz ulatuje z jamy opłucnej w sposób ciągły. Po osiągnięciu ujemnego ciśnienia wewnątrzopłucnowego powietrze wydobywa się przez ciecz tylko podczas wydechu, natomiast podczas wdechu woda jest lekko zasysana ku górze (ruchy małych objętości cieczy w drenie podczas oddechu potwierdzają jego drożność). W miarę normującej się sytuacji pęcherzyki powietrza uchodzą do wody tylko przy siłowym wydechu. Zniknięcie bąbelków z układu z zastawką wodną wskazuje, iż odma została ewakuowana i nastąpiło swobodne rozprężenie płuca. Po kontroli RTG można wówczas usunąć dren.

Nieco bardziej zaawansowaną i zdecydowanie częściej współcześnie stosowaną formą drenażu jest układ czynny dwu (rys. 3 b) lub trójkomorowy (rys. 3 c). W systemie z dwiema butlami, pierwsza z nich (patrząc od strony pacjenta) stanowi zastawkę wodną. Drugie naczynie, również częściowo wypełnione H_2O, umożliwia regulację siły ssania. Oprócz dwóch wlotów przewodów (jeden z nich połączony jest z instalacją próżni medycznej) posiada ono rurkę, która z jednej strony zanurzona jest w cieczy, a z drugiej otwarta na powietrze atmosferyczne. Zagłębienie rurki na głębokość 15 cm w wodzie sprawi, że ciśnienie ssące nie przekroczy 15 cm słupa H_2O, czyli $\approx$ 1,5 kPa.[25]

Warto dodać, iż zestaw trójkomorowy posiada jeszcze położony od strony chorego dodatkowy pojemnik, pozwalający gromadzić płyn ewentualnie wydostający się z opłucnej. Kluczem do poprawnego działania systemu i utrzymania ujemnego ciśnienia jest szczelność wszystkich elementów, drenów oraz łączników. Ewentualny transport pacjenta z drenem (np. do pracowni rentgenowskiej) wymusza zaciśniecie przewodu i odłączenie od urządzenia. Dlatego współcześnie coraz popularniejsze są przenośne, jednorazowe zestawy do drenażu opłucnej. Sprawiają, że pacjent nie musi być na stałe przykuty do łóżka. W stosunkowo niewielkim, lekkim pojemniku z poliwęglanów znajdują się trzy rozdzielone komory: zbiorcza, zastawki wodnej, regulująca siłę ssania oraz dodatkowo: automatyczny zawór upustowy, manometr pacjenta i regulator mechaniczny (dodatkowa korekta siły ssania bez konieczności zmiany poziomu wody). Dzięki takiej konstrukcji możliwy jest zarówno drenaż czynny, jak i bierny grawitacyjny. Fot. 5b ukazuje RTG klatki piersiowej pacjenta już po całkowitym rozprężeniu lewego płuca, ale jeszcze z widocznym cieniem drenu, który po tym badaniu został wyjęty.

Pulmonologia to niezwykle ciekawy dział medycyny. Szczególną rolę odgrywa w nim znajomość praw fizyki a w szczególności mechaniki płynów. Diagnostyka chorób układu oddechowego bazuje również na wiedzy z akustyki oraz odpowiednim wykorzystaniu promieniowania rentgenowskiego. Miejmy zatem świadomość, że osiągnięcia fizyki to nie tylko wzory i teorie, ale przede wszystkim praktyczne rozwiązania służące społeczeństwu.

Literatura:

[1] C. Peracchia, Respiratory Mechanics [w:] Lung Function In Health And Disease: Basic Concepts of Respiratory Physiology and Pathophysiology, Bentham Science Publishers, Sharjah, 2014, s. 47-79.

[2] A. Michajlik, W. Ramotowski, Anatomia i fizjologia człowieka, PZWL, Warszawa 2007, s. 264-279.

[3] A. Pilawski, K. Narożny, Biofizyka układu oddechowego [w:] Biofizyka pod. red. F. Jaroszyka, PZWL, Warszawa 2008, s. 593-604.

[4] Anestezjologia i intensywna terapia, pod red. B. Kamińskiego i A. Küblera, PZWL, Warszawa, 2002, s. 181-184, 209-210.

[5] Jan Fibak, Chirurgia klatki piersiowej [w:] Chirurgia podręcznik dla studentów. PZWL, Warszawa, 2002, s. 231-271.

[6] A. Zasowska-Nowak, Zaburzenia ze strony układu oddechowego [w:] Medycyna paliatywna, pod. red. A. Ciałkowskiej-Rysz oraz T. Dzierżanowskiego, Termedia, Poznań, 2019, s. 168-218.

[7] H. Hafke-Dys, Artificial Intelligence Approach to the Monitoring of Respiratory Sounds in Asthmatic Patients, Front. Physiol. 12, (2021), 745635.

[8] R. Filipowicz, Historia stetoskopu, Warszawa 2012 (https://www.stetoskop.pl/o--stetoskopach/historia-stetoskopu; dostęp 24 II 2024 r.) oraz „Budowa i działanie stetoskopu", (https://www.stetoskop.pl/o-stetoskopach/budowa-i-dzialanie; dostęp 24 II 2024 r.).

[9] M. Wiercińska, Osłuchiwanie płuc i szmery oddechowe: szmer pęcherzykowy, szmer oskrzelowy, rzężenie, świst i furczenie w płucach. Medycyna Praktyczna z 18.05.2022. (https://www.mp.pl/pacjent/objawy/298316,osluchiwanie-pluc-i-szmery-oddechowe, dostęp 24 II 2024 r.).

[10] W. Droszcz, Choroby układu oddechowego, [w:] Choroby wewnętrzne, pod red. F. Kokota, PZWL Warszawa, 2003, s. 201-256.

[11] Badania czynnościowe układu oddechowego [w:] Interna Szczeklika. Praca zbiorowa. Podręcznik chorób wewnętrznych 2014, Medycyna Praktyczna. Kraków 2014, s. 600-611.

[12] M. Świerczyńska-Krępa i inni, Choroby dróg oddechowych [w:] Interna Szczeklika. Praca zbiorowa. Podręcznik chorób wewnętrznych 2014, Medycyna Praktyczna. Kraków 2014, s. 635-681.

[23] Miłośników historii zainteresuje fakt, że pierwszy przyrząd do drenażu (tzw. aspirator) skonstruował francuski kardiolog Pierre'a Potain w połowie XIX wieku.

[24] O wodzie i soli fizjologicznej w kontekście biofizyki oraz medycyny przeczytać można w artykule: T. Kubiak, Biofizyka a niezwykłe właściwości wody, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 4 (2021), s. 4-11.

[25] W praktyce stosuje się ciśnienia ssące 1-1,5 kPa

eprasa.pl 0f0379b44b

Foto - Adobe Stock

Artykuł premierowy!

Fizyka u onkologa

Nie ulega najmniejszej wątpliwości, że współczesna onkologia nie istniałaby bez zastosowania metod fizycznych, które stanowią fundament zarówno diagnostyki jak i leczenia nowotworów. Do wykrywania patologicznych zmian w organizmie przydatne są skomplikowane badania z zakresu medycyny nuklearnej, a podstawę miejscowego leczenia guzów stanowi radioterapia.

Tomasz Kubiak

Lekarze współpracują z fizykami medycznymi, aby wykorzystując najnowszą aparaturę oraz oprogramowanie komputerowe, skutecznie planować i realizować leczenie raka, który wg statystyk stanowi drugą najczęstszą przyczynę śmierci w krajach Unii Europejskiej. Od czasu, gdy nasza noblistka Maria Skłodowska-Curie w 1932 roku podarowała na potrzeby zwalczania nowotworów 1 g radu nowo otwartemu Instytutowi Radowemu w Warszawie (dzisiejszy Narodowy Instytut Onkologii im. Marii Skłodowskiej-Curie - Państwowy Instytut Badawczy), w zakresie walki z rakiem dokonał się kolosalny postęp. Ma to przede wszystkim związek z faktem, że od wielu lat czołowe europejskie ośrodki naukowe, kojarzone przede wszystkim z fizyką jądrową i akceleratorową, tzn. szwajcarski CERN czy niemieckie GSI Darmstadt oraz Forschungszentrum Jülich[1], prowadzą innowacyjne badania z zakresu biofizyki oraz technik medycyny nuklearnej. Przyjrzyjmy się zatem, jak osiągnięcia fizyków pomagają onkologom w codziennej pracy.

Fot. 1. Mammobus to mobilna pracownia, w której kobiety mogą wykonać przesiewowe badanie piersi z wykorzystaniem promieniowania rentgenowskiego.

Diagnostyka onkologiczna

Wykrywanie nowotworów to jedno z podstawowych zadań, do jakich wykorzystywane są fizyczne metody diagnostyczne. Ogromną rolę odgrywają w tym przypadku techniki obrazowe. Warto przytoczyć kilka przykładów. Rak piersi u kobiet po 45 roku życia uwidaczniany jest najczęściej już w przesiewowym badaniu mammograficznym. Wykonuje się je nie tylko w przychodniach, ale również w mammobusach, czyli mobilnych pracowniach (fot. 1), które docierają nawet do małych miejscowości. Samo badanie wykorzystuje promieniowanie rentgenowskie (w bardzo małej dawce ≈ 0,4 mSv) do wizualizacji zmian patologicznych (np. mikrozwapnień czy guzków) gruczołu sutkowego.

Do wykrywania guzów i torbieli w piersiach o budowie gruczołowej u młodszych kobiet używana jest z kolei

[1] Warto sięgnąć do artykułu: T. Kubiak, Od reaktorów jądrowych do superkomputerów, czyli Forschungszentrum Jülich w pigułce, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 4 (2024), s. 4-11.

eprasa.pl 0f0379b44b

ultrasonografia.[2] W tym przypadku fale akustyczne emitowane przez głowicę aparatu o częstotliwości 7-12 MHz (znacznie wyższej od dźwięków słyszalnych), rozchodzą się w tkance i odbijają od granic obszarów charakteryzujących się różną impedancją akustyczną. Ultrasonograficzny obraz struktur anatomicznych powstaje w wyniku rejestracji ech przez układ elementów piezoelektrycznych zlokalizowanych w sondzie pomiarowej. Warto wspomnieć, że badanie USG jest również przydatne w diagnostyce nowotworu gruczołu krokowego u mężczyzn.

Zdecydowanie bardziej pogłębioną diagnostykę prostaty umożliwia natomiast wieloparametryczny rezonans magnetyczny. Technika mpMRI (od ang. *multiparametric Magnetic Resonance Imaging*) pozwala bowiem nie tylko ocenić morfologię stercza, ale również wykryć ewentualne zaburzenia metaboliczne oraz nieprawidłowości mikrokrążenia związane z obecnością raka. Rejestrowane są obrazy: T_1-zależne (detekcja ognisk krwawienia), T_2-zależne (wizualizacja stref anatomicznych) oraz dyfuzyjne DWI (*ang. diffusion-weighted imaging*), pokazujące ruch cząsteczek wody, który w obrębie nowotworu jest ograniczony, w przeciwieństwie do zdrowej tkanki.

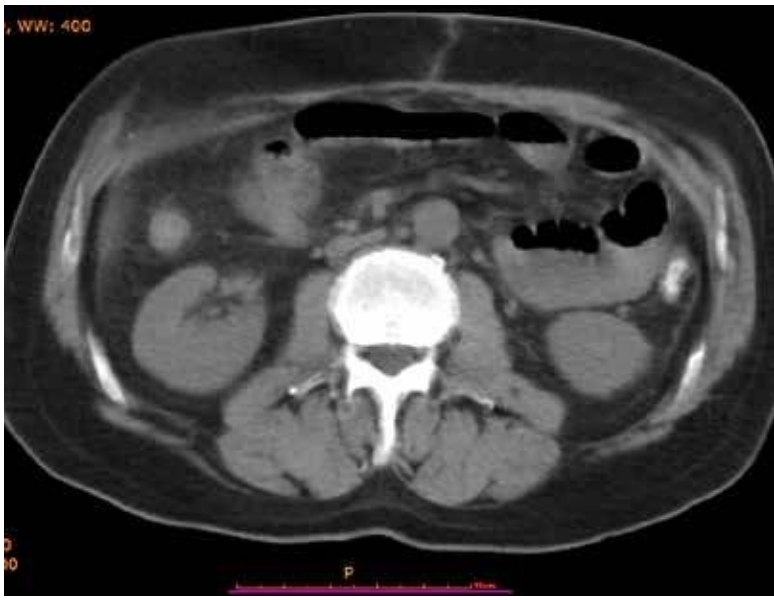
Z kolei MRI z dynamicznym wzmocnieniem kontrastowym, czyli DCE (*ang. dynamic contrast-enhanced*) polega na rejestracji obrazów T_1-zależnych przed, w trakcie oraz po dożylnym podaniu gadolinowego środka kontrastowego.

Osobom, które jeszcze w *Fizyce w Szkole* nie przeczytały artykułów poświęconych tomografii magnetyczno-rezonansowej[3], przypomnijmy tylko, iż czas relaksacji T_2 (spin-spin) określa zanik poprzecznego namagnesowania M_y, natomiast czas relaksacji T_1 (spin - sieć) charakteryzuje odrost składowej podłużnej magnetyzacji M_z.[4] Przykładowy aksjalny T_1- zależny skan rejonu miednicy mniejszej pokazuje rys.1. Większość czytelników a nawet pacjentów na pewno ma już świadomość, że MRI jest współcześnie jedną z najlepszych a jednocześnie najbardziej zaawansowanych technik obrazowania, za którą kryje się niezwykle ciekawa fizyka.

Mówiąc o diagnostyce nowotworów, trzeba koniecznie wspomnieć o metodach endoskopowych. Obejmują one wiele różnych procedur diagnostycznych, umożliwiających oglądanie wnętrza ciała z wykorzystaniem narzędzi optycznych. Współcześnie w praktyce klinicznej wykorzystuje się zazwyczaj giętkie endoskopy, które łatwo dopasowują się do krzywizn anatomicznych w poszczególnych układach. Promieniowanie elektromagnetyczne z zakresu widzialnego, które odbija się od oświetlanego fragmentu wnętrza ciała pacjenta, trafia do światłowodu i jest przewodzone w jego włóknach dzięki zjawisku całkowitego wewnętrznego odbicia. W onkologii endoskopia przydaje się m.in. do detekcji guzów i zmian zlokalizowanych w drogach oddechowych i przewodzie pokarmowym.

Przykładowo kolonoskopia pozwala wykrywać procesy chorobowe zachodzące w błonie śluzowej jelita grubego. Podczas jej wykonywania można dodatkowo pobrać wycinki tkanek do badania histopatologicznego oraz przeprowadzić drobne zabiegi chirurgiczne, np. polipektomię, czyli wycięcie polipów. Z kolei gastroskopia pomaga diagnozować patologie w obrębie górnego odcinka przewodu pokarmowego (przełyku, żołądka i dwunastnicy).

Rys. 1. Obraz MRI T1 FSE (Fast Spin Echo) rejonu miednicy mniejszej u mężczyzny.



Rys. 2. Przekrój poprzeczny jamy brzusznej wykonany metodą tomografii rentgenowskiej. Widoczne różne struktury anatomiczne, w tym fragmenty jelita grubego (czarne rejony na obrazie to światło jelita wypełnione powietrzem i gazami, które charakteryzuje bardzo niskie pochłanianie promieni X).

---

[2] O technice usg traktuje artykuł: T. Kubiak, Ultrasonografia, czyli fale akustyczne w służbie medycyny, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 5 (2017), s. 4-9.

[3] O metodzie MRI traktują teksty: T. Kubiak, Od spektroskopii do obrazowania, czyli magnetyczny rezonans jądrowy w pigułce, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 3 (2025), s. 4-12 oraz T. Kubiak, Od protonów do diagnostyki, czyli obrazowanie metodą rezonansu magnetycznego, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 4 (2017), s. 4-9.

[4] W opisie ewolucji wektora namagnesowania w czasie przyjmuje się układ współrzędnych, w którym oś z skierowana jest wzdłuż kierunku zewnętrznego pola magnetycznego B_0.

eprasa.pl 0f0379b44b

Bronchofiberoskopia uwidaczniania natomiast zmiany w tchawicy oraz oskrzelach. Podobnie jak poprzednie wymienione techniki również umożliwia pobranie wycinków tkanek do badania anatomopatologicznego. Niestety, możliwym powikłaniem po takim badaniu może być odma opłucnowa.[5]

Dla zainteresowanych warto dodać, że klasyczne, profilaktyczne badania endoskopowe mają nowoczesną, w pełni nieinwazyjną alternatywę. Jest nią wirtualna endoskopia przeprowadzana z wykorzystaniem rentgenowskiej tomografii komputerowej (*CT - computed tomography*). Przykładowo kolonografia CT pozwala na strukturalną ocenę całego jelita grubego poprzez trójwymiarowe odwzorowanie jego ścian i wnętrza. Modele 3D, wirtualne dysekcje ściany jelita oraz dwukierunkowe przeloty kamerą wzdłuż jego światła uzyskiwane są przy pomocy zaawansowanego oprogramowania komputerowego na podstawie danych pozyskanych z obszaru jamy brzusznej i miednicy małej podczas skanowania w technice spiralnej.[6] Przykładowy, wykonany metodą tomografii komputerowej, poprzeczny przekrój ciała, który uwidacznia fragmenty wypełnionego powietrzem jelita, pokazano na rys.2.

Największą zmorą onkologów są oczywiście nowotwory dające odległe przerzuty. Wtórne ogniska złośliwego raka mogą być zlokalizowane bardzo daleko od pierwotnego guza. Na szczęście szpitale onkologiczne, dzięki osiągnięciom fizyki, dysponują dzisiaj aparaturą, która bez problemu wykrywa rozsiane w organizmie skupiska patologicznych komórek. Najpotężniejszymi urządzeniami są oczywiście skanery hybrydowe PET/CT bądź PET/MRI. Łączą one obrazowanie anatomiczne (odpowiednio rentgenowską tomografię komputerową albo rezonans magnetyczny) z techniką metaboliczną, jaką jest pozytonowa tomografia emisyjna PET (*ang. Positron Emission Tomography*).

W skrócie można powiedzieć, iż pozwala ona uwidocznić rozmieszczenie znakowanej radioaktywnie substancji w dowolnym przekroju ciała. Pacjentowi podaje się radiofarmaceutyk, złożony z izotopu ulegającego rozpadowi beta plus (^{18}F, ^{11}C, ^{15}O, ^{68}Ga) oraz dołączonego związku chemicznego. Komórki rakowe o wysokim stopniu złośliwości wykazują hipermetabolizm, co przekłada się na wzmożone gromadzenie się w nich znacznika. Dzięki temu, rejestrując kwanty gamma wygenerowane w wyniku anihilacji pozytonów, możemy łatwo zlokalizować ogniska przerzutów nowotworowych.

W przypadku rozsiewu do kości stosowana jest też inna technika medycyny nuklearnej, czyli tomografia emisyjna pojedynczych fotonów SPECT (*ang. Single Photon Emission Computed Tomography*). Radioizotop w tym przypadku stanowi metastabilny technet-99m. Ponieważ ^{99m}Tc występuje w stanie wzbudzonym, uwalnia nadmiar energii w postaci promieniowania γ ($E \approx 140$ keV). Jego rejestracja przy pomocy obrotowych gamma kamer pozwala uzyskać obraz scyntygraficzny kości z zaznaczeniem miejsc o podwyższonym stężeniu znacznika izotopowego, co wskazuje na nowotwór lub stan zapalny.

Po zapoznaniu się z fizycznymi metodami diagnostyki koniecznie trzeba przejść do omówienia sposobów leczenia raka. W niniejszym artykule przedstawione zostaną jedynie techniki radioterapii, wykorzystujące promieniowanie jonizujące do miejscowego zwalczania guzów. Należy jednak mieć świadomość, iż współczesna biofizyka oferuje znacznie więcej ciekawych rozwiązań terapeutycznych, np. oparte na nanocząstkach i mikrokapsułkach systemy dostarczania leków, które przeznaczone są do leczenia systemowego.[7]

Brachyterapia

Jedną z dwóch podstawowych metod miejscowego leczenia nowotworów z wykorzystaniem promieniowania jonizującego jest brachyterapia. Nazwa tej metody wywodzi się od greckiego βραχύς, co moglibyśmy przetłumaczyć jako „krótki dystans" i wskazuje, że leczenie odbywa się „z bliska", tzn. źródłem radioaktywności jest izotop umieszczony wewnątrz ciała pacjenta. Warto nadmienić, iż czytelnicy mogą spotkać się również z określeniem „curieterapia", wywodzącym się oczywiście od nazwiska Marii Skłodowskiej-Curie, współodkrywczyni (wraz z mężem Piotrem) radu. To właśnie jego najtrwalszy izotop ^{226}Ra, o czasie połowicznego rozpadu $T_{½}$ = 1599 lat, już na początku XX w. znalazł zastosowanie w brachyterapii i stanowił jej podstawę do końca lat 40-tych XX w.[8] Z czasem do terapii wprowadzono nowe źródła o większej aktywności, m.in. kobalt-60 ($T_{½} \approx 5{,}27$ lat), cez-137 ($T_{½} \approx 30{,}06$ lat), iryd-192 ($T_{½} \approx 73{,}8$ dni) oraz jod-125 ($T_{½} \approx 59{,}4$ dni).

Współcześnie brachyterapia stanowi ważną metodę leczenia zarówno radykalnego[9] jak i paliatywnego raka piersi oraz narządów rodnych u kobiet, gruczołu krokowego u mężczyzn, także skóry, przełyku czy płuc. Jest stosowana samodzielnie lub jako terapia skojarzona z chirurgią onkologiczną bądź teleradioterapią, o której będzie mowa w dalszej części artykułu.

W zależności od umiejscowienia źródła promieniowania, brachyterapię możemy podzielić na: śródtkankową (izotop umieszczany jest bezpośrednio w obrębie guza), dojamową (źródła promieniowania wprowadzane są do jam ciała) oraz kontaktową (źródło sąsiaduje z powierzchnią skóry czy błon śluzowych).

Inna klasyfikacja rozróżnia z kolei stosowane moce dawki. Dawniej popularne były techniki LDR (0,4-2 Gy/h) oraz MDR (2-12 Gy/h), natomiast obecnie wykorzystywany jest niemal wyłącznie HDR (> 12 Gy/h). Wypada wyjaśnić,

[5] O odmie opłucnowej i sposobach jej odbarczania przeczytać można w tekście: T. Kubiak, Fizyka u pulmonologa, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 3 (2024), s. 4-13.

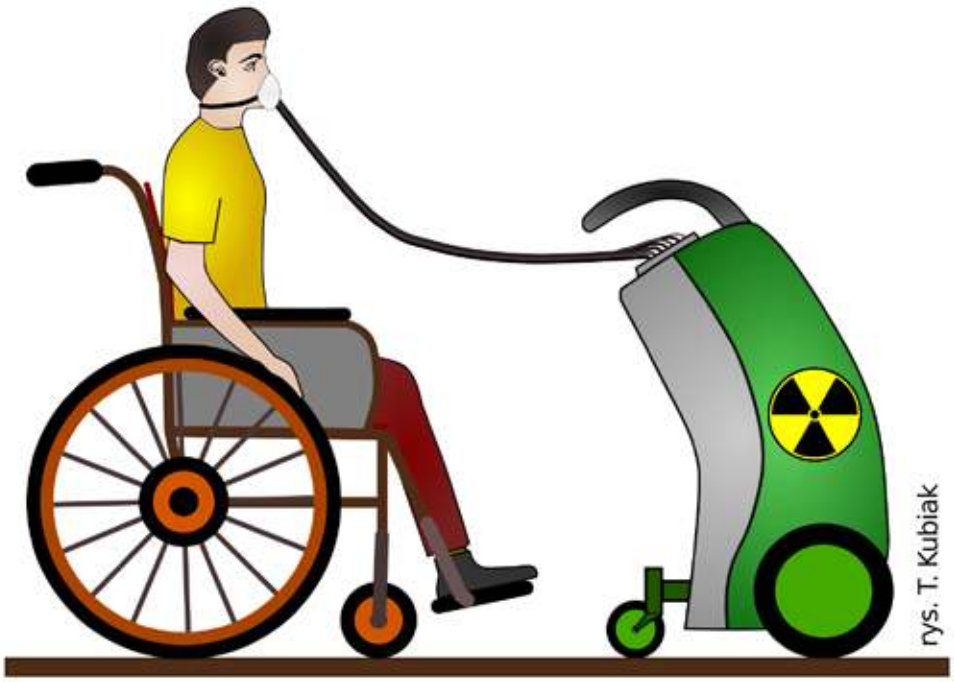
[6] Fizyczne podstawy badań CT czytelnik znajdzie w artykule: T. Kubiak, Tomografia komputerowa, Fizyka w Szkole nr 1 (2014), s. 7- 10.

[7] O nanomedycynie traktuje m.in. artykuł: T. Kubiak, Od nanocząstek do mikrokapsułek, czyli fizyczne rewolucje w medycynie, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 6 (2018), s. 4-8.

[8] Początkowo leczono przede wszystkim zmiany przy powierzchni skóry poprzez przykładanie do nich radioizotopu, co oczywiście wiązało się z dużym zagrożeniem radiologicznym zarówno dla pacjenta jak i personelu.

[9] Leczenie radykalne ma na celu całkowite usunięcie nowotworu i wyleczenie pacjenta, natomiast leczenie paliatywne jedynie poprawę komfortu życia i złagodzenie objawów nieuleczalnej choroby.

eprasa.pl 0f0379b44b



Rys. 3. Aparat do brachyterapii. Źródło promieniotwórcze poprzez linię transferową przekazywane jest zdalnie do aplikatora umieszczonego w ciele pacjenta. Po podaniu zaplanowanej dawki izotop wraca do bezpiecznego pojemnika wewnątrz urządzenia.

że wymienione skróty wywodzą się z języka angielskiego, odnosząc się odpowiednio do *low, medium i high dose rate*. W pierwszym przypadku czas aplikacji izotopu wynosił kilka dni, w drugim do kilkunastu godzin a w trzecim wynosi kilka do kilkunastu minut.

Warto jednak dodać, że w terapii onkologicznej możemy mieć również do czynienia z tzw. aplikacją permanentną, w której krótkożyciowe izotopy, np. ^{198}Au ($T_{½}$ ≈ 2,7 dnia) czy ^{103}Pd ($T_{½}$ ≈ 17 dni), są wszczepiane pacjentowi i pozostają w ciele jako stałe implanty w obrębie zmiany nowotworowej. Procedura ta, zaliczana do brachyterapii ultra LDR ze zmienną mocą dawki (0,01-0,3 Gy/h), jest stosowana np. przy walce z nowotworami prostaty.[10]

Czytelników Fizyki w Szkole na pewno nurtuje pytanie, jak technicznie realizowana jest procedura wprowadzania radioizotopów do wnętrza ciała, aby w maksymalnym stopniu chroniony był zarówno pacjent jak i personel realizujący terapię. Podstawę stanowi tzw. następowe ładowanie źródeł (*ang. remote afterloading*). Najpierw w sposób bezpieczny w tkankach umieszczany jest aplikator[11], a dopiero potem, gdy pacjent znajduje się w bunkrze i personel opuści pomieszczenie, z aparatu zdalnie dostarczane jest źródło promieniotwórcze.[12] W przypadku brachyterapii śródoskrzelowej zabieg wykonuje się natomiast drogą przez usta, a cewniki służące do podawania izotopów wprowadzane są do zajętego rakiem oskrzela przez kanał roboczy endoskopu.

Samo urządzenie do brachyterapii (rys.3) posiada stosunkowo niewielkie rozmiary i przypomina nieco kształtem większe torby zakupowe na kółkach. W swoim wnętrzu aparat taki kryje przede wszystkim specjalny ołowiano-stalowy pojemnik do przechowywania izotopów, napęd mechanizmu, który wsuwa i wysuwa źródła oraz indeksator odpowiedzialny za kierowanie nuklidów do jednego z kilkudziesięciu (zazwyczaj 40 lub 50) kanałów. Do linii transferowych dołączane są różne aplikatory, które wcześniej zostały zaimplementowane pacjentowi przez lekarza.

W przypadku metody śródtkankowej mają one postać elastycznych kateterów (cewników) albo sztywnych, pustych w środku prowadnic igłowych. Podczas napromieniania źródło porusza się w nich krokowo, zatrzymując się w miejscach ściśle ustalonych już na etapie planowania terapii. Potem następuje zmiana kanału i cykl się powtarza. Po dostarczeniu wymaganej dawki izotop powraca do komory aparatu, a aplikatory są usuwane z ciała pacjenta.

Brachyterapia posiada szereg zalet, m.in. ogranicza powikłania, zwiększa skuteczność napromieniania oraz pozwala ograniczać dawkę docierającą do zdrowych tkanek a tym samym zmniejsza ryzyko uszkodzeń radiacyjnych. Trzeba bowiem pamiętać, iż moc dawki spada z kwadratem odległości od źródła, co sprawia, że emitowane promieniowanie działa przede wszystkim lokalnie, w zaplanowanym obszarze napromieniania, czyli PTV (ang. *Planning Target Volume*). Niestety, metoda ma też istotną wadę, stanowiąc procedurę inwazyjną, wymagającą stosowania znieczulenia miejscowego lub ogólnego podczas zakładania aplikatorów. Przykładem może być wykorzystanie układu metalowych igieł przebijających

[10] W przypadku raka gruczołu krokowego za pomocą cienkich igieł i pod kontrolą ultrasonograficzną wszczepia się średnio 60-80 implantów, zawierających ziarna promieniotwórcze.

[11] W aplikatorze najpierw umieszcza się marker ze znacznikiem imitującym źródło promieniotwórcze i dokonuje jego radiologicznej (albo ultrasonograficznej) wizualizacji w celu oceny poprawności instalacji. Właściwy izotop wprowadzany jest dopiero po ewentualnych korektach ułożenia prowadnic.

[12] Technikę zdalnego ładowania źródeł promieniowania γ z przewoźnego aparatu po raz pierwszy zastosował i opisał w swojej pracy szwedzki fizyk medyczny Rune Walstam w 1962 r. Szczegóły można znaleźć w historycznym artykule: R. Walstam, Remotely-Controlled Afterloading Radiotherapy Apparatus, Phys. Med. Biol. 1962, 7, 225 - 228.

eprasa.pl 0f0379b44b

ciało kobiety podczas brachyterapii śródtkankowej zaawansowanego raka piersi.

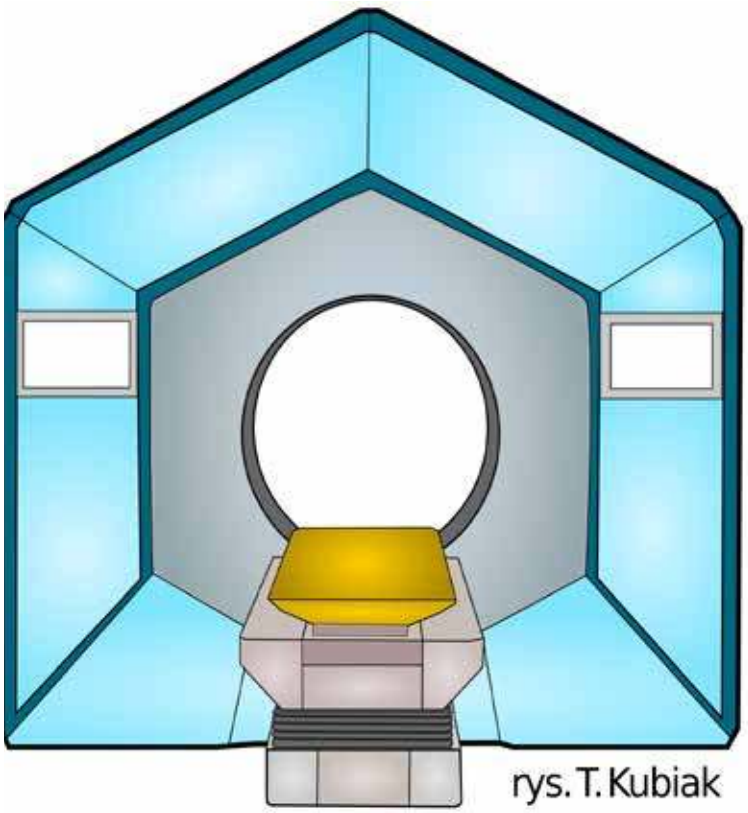
Radioterapia adaptacyjna

W Polsce najpowszechniejszą metodą miejscowego leczenia nowotworów od wielu lat pozostaje teleradioterapia z wykorzystaniem zewnętrznych wiązek fotonowych. Występujący w nazwie przedrostek „tele-" (na odległość) wskazuje, że źródło promieniowania X jest w tym przypadku oddalone od ciała pacjenta. Urządzenie terapeutyczne, wykorzystując akcelerator liniowy, przyspiesza elektrony, które po uzyskaniu wymaganej energii kinetycznej są ogniskowane za pomocą soczewek magnetycznych i kierowane na tarczę konwersji wykonaną z wolframu z warstwą miedzi.

Przy efektywnym potencjale przyspieszającym 4-25 MV generowane jest promieniowanie hamowania o wysokich energiach. Formowanie wiązki odbywa się nie tylko z wykorzystaniem tradycyjnych kolimatorów szczękowych, ale przede wszystkim przy pomocy kolimatorów wielolistkowych, umożliwiających jej dokładne dopasowanie do kształtu obszaru zaplanowanego do napromieniania.[13] To właśnie dynamiczna modyfikacja kształtu pola bezpośrednio w trakcie napromieniania pacjenta stanowi podstawę technik takich, jak IMRT (ang. *Intensity Modulated Radiation Therapy*) oraz VMAT (*ang. Volumetric Modulated Arc Therapy*).

W ostatnim z wymienionych przypadków płynnie zmienia się nie tylko pozycja listków kolimatora a tym samym natężenie wiązki, ale równocześnie cała głowica akceleratora obraca się wokół chorego, co skraca czas podawania dawki frakcyjnej i pozwala lepiej chronić zdrowe tkanki. Warto wspomnieć, że teleradioterapii poświęcono już osobny artykuł w Fizyce w Szkole.[14] Przez ponad dekadę od jego wydania techniki napromienia nowotworów znacznie się jednak rozwinęły. Jedynie cel radioterapii pozostaje niezmienny. Należy dostarczyć zaplanowaną dawkę w obręb guza a przy tym w sposób maksymalny chronić sąsiadujące z nim zdrowe tkanki. To właśnie dążenie do zwiększenia dokładności napromieniania objętości tarczowej i minimalizacji narażenia narządów krytycznych sprawiły, że w ostatnich latach rozwijana jest tzw. radioterapia adaptacyjna.

Warto uzmysłowić sobie, czym różni się ona od klasycznego podejścia do teleterapii. Przy standardowym postępowaniu plan leczenia przygotowywano na podstawie danych z tomografii komputerowej przed rozpoczęciem radioterapii i później już go nie modyfikowano. Należy jednak pamiętać, iż cykl napromieniania trwa zazwyczaj klika tygodni, gdyż całkowita dawka potrzebna do zniszczenia komórek raka jest frakcjonowana, czyli dostarczana stopniowo podczas kolejnych sesji, tak, aby nie przekroczyć dawek tolerancji dla zdrowych tkanek.[15] Przez ten okres zarówno ciało chorego jak i sam guz ulegają przeobrażeniom. Dlatego w radioterapii adaptacyjnej plan napromieniania jest na bieżąco dostosowywany do zmian anatomicznych, także tych wynikających z codziennego funkcjonowania organizmu (różnic w masie ciała, położeniu narządów krytycznych, wypełnieniu pęcherza moczowego czy jelit itp.). Dzięki temu fizycy medyczni i onkolodzy radioterapeuci, kierując w danej sesji wiązkę promieniowania na ciało pacjenta, mają większą pewność, że trafia ona w dokładnie wyznaczony cel.



Rys.4. Urządzenie do radioterapii adaptacyjnej. Wewnątrz obudowy znajduje się obrotowa gantry z głowicą do napromieniania pacjenta wiązką fotonów a także system tomografii komputerowej, tj. lampa rtg oraz płaski detektor umieszczony po przeciwnej stronie.

Czytelników zainteresują na pewno techniczne aspekty realizacji takiej metody leczenia raka. Radioterapia adaptacyjna opiera się na systemie obrazowania zintegrowanym z akceleratorem liniowym oraz algorytmach sztucznej inteligencji. Urządzenie (rys. 4) oprócz przyspieszacza z ruchomą głowicą wyposażone jest zatem w tomograf komputerowy z wiązką stożkową CBCT (*ang. Cone Beam Computed Tomography*). Po jednej stronie gantry znajduje się lampa RTG emitująca promieniowanie o energii zwykle 100–125 kVp. Po przeciwnej stronie umieszczony jest płaski detektor (*ang. flat-panel detector*) rejestrujący obraz. Oba elementy umocowane są bezpośrednio do ramienia akceleratora lub zamknięte

[13] Kolimator wielolistkowy składa się z dużej liczby (np. 60-80 par), poruszających się niezależnie przeciwległych płytek wolframowych (listków), których wzajemne ustawienie pozwala „wycinać" zadany kształt wiązki.

[14] T. Kubiak, Od konwencjonalnej radioterapii fotonowej do terapii hadronowej, czyli fizyka w leczeniu nowotworów, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 6 (2015), s.4-7.

[15] Napromienianie pacjenta odbywa się zazwyczaj od poniedziałku do piątku przez kilka tygodni, czyli chory otrzymuje np. dawkę 60 Gy w 30 frakcjach po 2 Gy.

eprasa.pl 0f0379b44b

Fot. 2. Gantry, czyli stalowa obrotowa konstrukcja z magnesami odchylającymi wiązkę terapeutyczną, umożliwia napromienianie zmiany nowotworowej z różnych kierunków. Takie urządzenie o masie ≈100 ton i średnicy 11 m przeznaczone do terapii protonowej znajduje się w Centrum Cyklotronowym Bronowice.

wewnątrz gantry i obracają się wokół pacjenta podczas zbierania danych anatomicznych.

Oprogramowanie, wykorzystujące głębokie uczenie maszynowe, wspomaga analizę otrzymanych obrazów oraz dostosowanie planu leczenia (rozkładu dawki) do aktualnej sytuacji anatomicznej. W przypadku napromieniania aparatem dedykowanym radioterapii adaptacyjnej chory zawsze leży we wcześniej ustalonej pozycji, a głowica aparatu i geometria wiązek dopasowują się do niego w przestrzeni 3D.

Sytuacja ta różni się zatem od klasycznej radioterapii sterowanej obrazem IGRT (ang. *Image-Guided Radiation Therapy*), w której po zarejestrowaniu i rekonstrukcji obrazów lokalizacyjnych i porównaniu ich z referencyjnymi (tj. wykorzystanymi do planowania leczenia), koryguje się pozycję pacjenta przed podaniem dawki frakcyjnej, zmieniając położenie stołu, na jakim leży, w trzech kierunkach. Nie jest to jednak wystarczające, gdy np. narząd czy sam guz zmienił swoją objętość. Konieczne jest zatem bieżące dostosowanie geometrii wiązek, co ma miejsce właśnie w radioterapii adaptacyjnej.

Dla zainteresowanych warto dodać, iż w Europie po raz pierwszy radioterapię adaptacyjną zastosowano w 2023 r. w szpitalu Erasmus MC w Rotterdamie, natomiast w Polsce nowoczesny akcelerator dedykowany tej formie leczenia uruchomiono już w kwietniu 2024 r. w Narodowym Instytucie Onkologii w Gliwicach. Obecnie metoda adaptacyjna wdrażana jest także w innych ośrodkach w naszym kraju. Należy pamiętać, że chociaż w jej przypadku podanie dawki frakcyjnej zajmuje więcej czasu niż w klasycznej radioterapii i wymaga każdorazowego zaangażowania nie tylko techników elektroradiologii, ale dodatkowo fizyka medycznego i radioterapeuty, korzyści dla pacjenta (większe prawdopodobieństwo wyleczenia oraz mniejsze ryzyko powikłań) zdecydowanie przeważają, a zatem na pewno będą decydować o wzroście popularności tej techniki.

Terapia hadronowa

Chociaż na świecie w trzeciej dekadzie XXI w. w większości szpitali onkologicznych pacjentów leczy się z wykorzystaniem wysokoenergetycznych wiązek fotonowych, w ośrodkach dysponujących szerszym zapleczem naukowo-technicznym stopniowo wdrażana jest również terapia hadronowa. W Polsce sytuacja wygląda podobnie, gdyż w 2026 roku funkcjonuje tylko jeden ośrodek terapii protonowej, tj. Centrum Cyklotronowe Bronowice Instytutu Fizyki Jądrowej im. Henryka Niewodniczańskiego PAN w Krakowie. Trwają też prace, aby tego typu leczenie uruchomić w Poznaniu w Wielkopolskim Centrum Onkologii.

Z kolei w rozwoju niedostępnej w naszym kraju terapii jonami węgla przodują kliniki japońskie i niemieckie, dysponujące kosztowną infrastrukturą, taką jak synchrotrony czy ogromne obrotowe gantry, które służą do precyzyjnego nakierowywania wiązki na cel z różnych kierunków. Tego typu konstrukcje wyposażone są w potężniejsze magnesy odchylające i posiadają zdecydowanie obszerniejsze gabaryty oraz masę niż standardowe gantry dedykowane do terapii protonowej (fot. 2) ze względu na większą sztywność magnetyczną wiązki jonów. Warto przypomnieć, że kwestie techniczne związane z przyspieszaniem hadronów a także formowaniem wiązek poruszane były już na łamach Fizyki w Szkole.[16]

Użycie jonów $^{12}C^{6+}$ otwiera szerokie perspektywy w walce z rakiem nie tylko ze względu na wysoką wartość współczynnika liniowego przekazu energii LET (*ang. Linear Energy Transfer*) oraz bardzo korzystny rozkład dawki na głębokości z maksimum w obszarze tzw. piku Bragga[17], ale również z powodu niskiego rozpraszania wiązki (cel napromieniany z milimetrową precyzją), wysokiego współczynnika względnej szkodliwości biologicznej RBE (*ang. Relative Biological Effectiveness*)[18] i zmniejszonego efektu wzmocnienia tlenowego OER (*ang. oxygen enhancement*

[16] O terapii hadronowej wspomina m.in. tekst: T. Kubiak, Fizyka w medycynie XXI wieku, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 6 (2025), s. 12-18.

[17] Występujący na końcu zasięgu pik Bragga jest charakterystyczny dla ciężkich cząstek naładowanych (także p^+ oraz innych jonów), których straty energii przy przejściu przez tkanki opisuje formuła Bethego-Blocha w ujęciu relatywistycznym, zaproponowanym przez amerykańskiego fizyka Ugo Fano. Na głębokości, na jakiej znajduje się guz, musi przypadać najwyższa dawka promieniowania (rejon maksimum Bragga), co jest realizowane poprzez odpowiedni dobór początkowej energii kinetycznej jonów.

[18] Współczynnik RBE jest obliczany jako stosunek dawki pochłoniętej promieniowania referencyjnego (fotonów X), do dawki badanego promieniowania potrzebnej, aby uzyskać takie same efekty biologiczne. Dla jonów węgla stosowanych w radioterapii RBE ≈ 3 w obszarze maksimum Bragga, dla protonów tylko ≈ 1,1.

eprasa.pl 0f0379b44b

Foto - Fotolia

ratio).[19] Dzięki temu można skutecznie eliminować nawet słabo promieniowrażliwe, hipoksyczne nowotwory położone w sąsiedztwie narządów krytycznych.

W tym miejscu wypada wyjaśnić, że klasyczna radioterapia fotonowa jest efektywna jedynie wówczas, gdy tkankę nowotworową charakteryzuje wystarczający przepływ krwi a tym samym stężenie tlenu. Fotony X jonizują bowiem tylko pośrednio (poprzez efekty: fotoelektryczny, Comptona oraz kreację par elektron-pozyton), powodując generowanie reaktywnych form tlenu.

Ciężkie cząstki naładowane jonizują natomiast bezpośrednio, oddziałując z materią kulombowsko, uszkadzając DNA komórek i powodując utratę przez nie zdolności namnażania się. Zainteresowanych zgłębianiem tajników leczenia onkologicznego z punktu widzenia biofizyki i radiobiologii odsyłam do tekstów zamieszczonych w bibliografii. W niniejszym artykule przyjrzymy się natomiast jeszcze technikom obrazowania, które rozwijane są w związku z hadronoterapią.

Podczas napromieniania guza protony lub jony węgla zderzają się z jądrami atomowymi tkanki nowotworowej. Skutkuje to generowaniem niestabilnych izotopów węgla ^{10}C i ^{11}C, które ulegają rozpadowi β^+. Wyemitowane pozytony, po spowolnieniu do szybkości ruchów termicznych, anihilują z napotkanymi elektronami, wysyłając dwa kwanty gamma o energii 511 keV każdy. Poruszają się one w przeciwne strony (180° ± 0,25°) wzdłuż tej samej prostej, co wynika z zasady zachowania pędu. Wykorzystując pozytonową tomografię emisyjną (PET), można w czasie rzeczywistym określić zasięg wiązki oraz rozkład dawki w napromienianym obszarze z dokładnością do około 2 mm.

Opisana technologia, nazywana PET na wiązce (*ang. in-beam PET*) została opracowana w Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf przy współpracy z GSI Darmstadt w latach 1997- 2008.[20] Od tego czasu system jest wdrażany w badaniach klinicznych w czołowych ośrodkach w celu monitorowania leczenia nowotworów z wykorzystaniem protonów i jonów węgla.

Do innych metod obrazowania, rozwijanych intensywnie w ostatnich latach i związanych bezpośrednio z terapią hadronową, należy radiografia protonowa. Wykorzystuje ona strumień p^+ o energii wystarczająco wysokiej, aby przejść przez ciało pacjenta i po osłabieniu zostać zarejestrowanym przez detektor. Widać zatem różnicę w stosunku do terapeutycznej wiązki p^+, której zasięg ogranicza się tylko do obszaru zaplanowanego do napromieniania. Użyteczność radiografii protonowej

[19] OER określa stosunek dawki promieniowania jonizującego, jaką trzeba zastosować w warunkach hipoksycznych (stan niedotlenienia tkanki), do dawki promieniowania aplikowanej w warunkach normoksycznych, aby uzyskać taki sam efekt biologiczny.

[20] O badaniach naukowych prowadzonych w niemieckim Darmstadt raktuje artykuł: T. Kubiak, Od superciężkich pierwiastków do terapii hadronowej, czyli o wkładzie GSI Darmstadt w światową naukę, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 6 (2022), s. 4-9.

eprasa.pl 0f0379b44b

sprawdzana jest na razie przede wszystkim w badaniach naukowych oraz testach wykonywanych na realistycznych fantomach antropomorficznych.

Zakłada się, że w nieodległej przyszłości będzie ona stanowiła podstawę protonoterapii adaptacyjnej (monitorowania aktualnej anatomii pacjenta w celu dostosowywania planu leczenia do zmian, jakie zachodzą w jego ciele pomiędzy podaniem poszczególnych frakcji promieniowania). Dlaczego radiografia protonowa wydaje się być bardzo obiecująca? Przede wszystkim zapewni ona zdecydowanie lepszy kontrast tkanek miękkich na obrazach w porównaniu z klasyczną techniką rentgenowską. Tym samym pozwoli uniknąć wszczepiania pacjentowi, wykonanych ze złota, platyny czy pokrytego węglem tlenku cyrkonu, nieprzepuszczalnych dla promieni X znaczników (*ang. radiopaque fiducial markers*), których rolą jest uwidocznienie granic guza na zdjęciach rtg. W praktyce oznacza to niższe koszty i mniej inwazyjną procedurę leczenia a także możliwość kontroli ułożenia pacjenta przed sesją terapeutyczną oraz śledzenia położenia ruchomych obiektów w trakcie napromieniania hadronami.

Z punktu widzenia fizyki medycznej niezwykle ważna będzie też możliwość wyznaczania zdolności hamowania cząstek naładowanych w tkankach pacjenta. Tym samym zmniejszona zostanie niepewność wynikająca z konwersji obrazów rentgenowskiej tomografii komputerowej (dane w jednostkach HU)[21] na mapy RSP (ang. *relative stopping power*) dla wiązki protonów.

Co ciekawe, najnowsze badania naukowe obejmują jeszcze bardziej zaawansowaną technikę radiografii, czyli obrazowanie transmisyjne wiązkami jonów helu. Wybrano je ze względu na mniejsze rozpraszanie w porównaniu z protonami i niższe zagrożenie zniszczenia zdrowych tkanek w porównaniu z jonami węgla. Znajomość energii początkowej monoenergetycznej wiązki jonów pierwotnych i pomiar energii resztkowej (lub zasięgu) tych, które przeszły przez ośrodek (czyli poddanych detekcji za obrazowanym obiektem) dostarczają bezpośredniej informacji o zdolności hamowania w tkankach. Dotychczas opracowano już procedurę akwizycji danych oraz dedykowany algorytm przetwarzania informacji. Niezwykle przydatne okazały się w tym przypadku półprzewodnikowe detektory Timepix opracowane w szwajcarskim CERN i pozwalające na detekcję pojedynczych jonów.[22]

Skuteczność nowej metody oceniono już w ośrodku terapii HIT (*Heidelberg Ion Therapy Centre*) w Heidelbergu, wykorzystując fantomy geometryczne. Niezwykle obiecujący wydaje się fakt, że obrazy otrzymane przy użyciu helu wykazały o 50% wyższą rozdzielczość przestrzenną w porównaniu do analogicznych obrazów uzyskanych dzięki wiązce protonów (przy tej samej dawce promieniowania dla pacjenta).

Współczesna diagnostyka i leczenie onkologiczne opierają się na osiągnięciach biofizyki, fizyki medycznej oraz inżynierii biomedycznej. Dzięki środkom finansowym zainwestowanym na świecie w badania naukowe dysponujemy dziś metodami, pozwalającymi skutecznie walczyć z rakiem. Niestety, dostęp do najnowszych terapii jest wciąż ograniczony do prestiżowych klinik w krajach wysoko rozwiniętych.

[21] Skala HU, nazwana na cześć noblisty Godfreya Hounsfielda twórcy tomografii rentgenowskiej, służy normalizacji wartości liniowego współczynnika osłabienia μ promieniowania rentgenowskiego, tak, aby mogły zostać przełożone na zrekonstruowany obraz przekrojowy z wykorzystaniem odcieni szarości.

[22] O ośrodku CERN w Meyrin pod Genewą traktuje artykuł T. Kubiak, Od badań podstawowych do edukacji. Co warto wiedzieć o CERN?, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 5 (2019), s. 10-16.

Literatura:

1. J. N. Aronowitz, Afterloading: The Technique That Rescued Brachytherapy, Int. J. Radiation. Oncol. Biol. Phys. 92(3), 2015, 479-487.
2. W. Bulski, M. Kawczyńska, Współczesna brachyterapia, Inżynier i Fizyk Medyczny, 2(2), 2013, 107-111.
3. J. Terlikiewicz, R. Makarewicz, Rola brachyterapii HDR w paliatywnym leczeniu pacjentów z zaawansowaną chorobą nowotworową, Polska Medycyna Paliatywna 5(2), 2006, 62-70.
4. K. Ślosarek, B. Bekman, J. Wendykier, Adaptacyjna radioterapia – zmiana filozofii planowania radioterapii, Inżynier i Fizyk Medyczny 13(2), 2024, 137-142.
5. D. Bodusz, Przegląd wybranych metod obrazowych stosowanych w trakcie realizacji teleradioterapii, Inżynier i Fizyk Medyczny 12(1), 2023, 51-55.
6. T. Kubiak, Jony węgla w radioterapii - szanse i wyzwania (ang. Carbon ions in radiotherapy - opportunities and challenges), Postępy Fizyki 76(1), 2025, 13-20.
7. T. Kubiak, Beam delivery systems in hadron therapy for cancer treatment, PhD Interdisciplinary Journal 1, 2014, 67- 73.
8. T. Kubiak, Particle therapy of moving targets-the strategies for tumour motion monitoring and moving targets irradiation, British Journal of Radiology 89(1066), 2016, 20150275
9. R. Fullarton i inni, Imaging lung tumor motion using integrated-mode proton radiography—A phantom study towards tumor tracking in proton radiotherapy, Med Phys. 52, 2025, 1146-1158.
10. E. Pankowski, Tomografia emisyjna SPECT [w:] Biofizyka pod red. F. Jaroszyka, PZWL, Warszawa 2008, s. 874-880
11. M. Schneider i inni, Combined proton radiography and irradiation for highprecision preclinical studies in small animals, Front. Oncol. 12, 2022, 982417.

eprasa.pl 0f0379b44b

Toto - Dreamstime

Termografia w praktyce

Fizyczne metody diagnostyki medycznej bazują przede wszystkim na wykorzystaniu promieniowania elektromagnetycznego o różnych długościach fali. W przypadku termografii, służącej do nieinwazyjnej i bezkontaktowej wizualizacji rozkładu temperatury ludzkiego ciała, są to fale z zakresu średniej podczerwieni. Emisja promieniowania cieplnego z danej tkanki odzwierciedla jej unaczynienie i metabolizm a także wskazuje na występowanie stanów zapalnych.

Tomasz Kubiak

Wyznaczanie temperatury różnych regionów ludzkiego ciała w celach diagnostycznych ma stosunkowo długą historię. Analizując literaturę, możemy napotkać chociażby informację, że już w starożytności grecki lekarz i filozof Hipokrates monitorował zmiany ciepłoty powierzchni skóry swych pacjentów w oparciu o tempo wysychania pasty z mokrej glinki, którą ich smarował.

W kontekście obrazowania termograficznego istotniejszy wydaje się jednak fakt eksperymentalnego odkrycia promieniowania podczerwonego przez brytyjsko-niemieckiego astronoma Williama Herschela w 1800 roku oraz utrwalenia pierwszego prymitywnego termogramu w 1840 r. przez jego syna Johna Herschela.

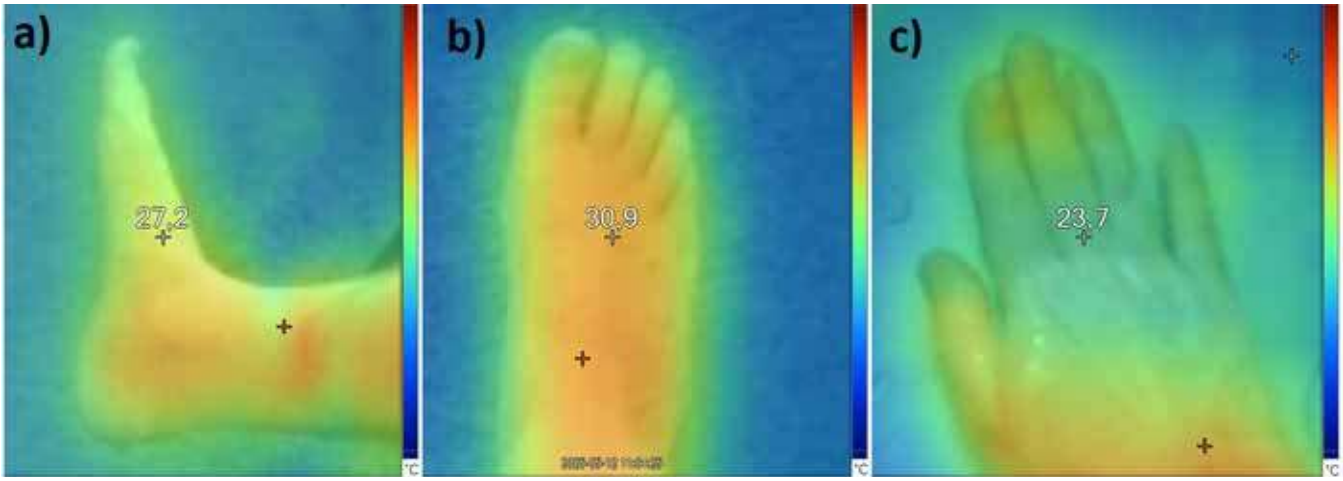
Ważną rolę pomiarów temperatury w diagnostyce rozmaitych stanów chorobowych opisał natomiast w 1868 r. niemiecki lekarz Carl Wunderlich, którego dziś uznajemy za pioniera termometrii medycznej. System obrazowania w podczerwieni, wykorzystujący bolometr termistorowy, zbudowano natomiast w 1948 roku. Czas akwizycji w przypadku tego urządzenia sięgał nawet 40 minut. W latach późniejszych nastąpił znaczący postęp w termografii, który sprawił, że od lat 60-tych XX w. znalazła ona różnorodne zastosowania kliniczne.

Fizyczne podstawy termografii

Pomiary termograficzne w medycynie opierają się na rejestracji promieniowania podczerwonego o długości fali λ = 8-15 μm, które jest emitowane przez nasz organizm. Dzięki temu możliwe jest obrazowanie różnic w temperaturze poszczególnych regionów powierzchni ciała. Wynik pomiaru, czyli termogram stanowi właśnie wizualną mapę energii wyemitowanego promieniowania cieplnego. Może on zostać szczegółowo przeanalizowany z wykorzystaniem metod komputerowych.

Warto również dodać, że barwy widoczne na obrazie są umownie przypisane do poszczególnych wartości tem-

eprasa.pl 0f0379b44b



Fot. 1. Przykładowe termogramy fragmentów kończyn człowieka, tj. stopy (a-b) oraz dłoni c), uzyskane w wyniku automatycznego nałożenia obrazu w podczerwieni na fotografię wykonaną w świetle widzialnym. Krzyżyk to marker wskazujący miejsce odczytu wartości temperatury przedstawionej w postaci liczby. Barwy na skali z prawej strony każdego z obrazów przypisane są umownie do określonych temperatur.

peratur. Fot. 1. ukazuje przykładowe obrazy termowizyjne fragmentów kończyn człowieka. Widać, że chłodniejszemu otoczeniu przypisano kolor niebieski a cieplejsze miejsca na skórze wyróżniają się kolorem pomarańczowym.

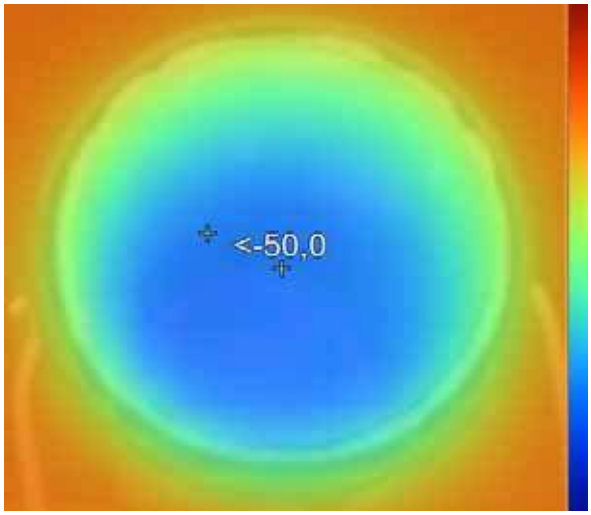
Chociaż pomiar kamerą termowizyjną wydaje się być stosunkowo łatwy do przeprowadzenia, należy mieć na uwadze, iż urządzenie to nie rejestruje rzeczywistej, tylko pozorną temperaturę obiektu. Do detektora dociera bowiem nie tylko energia wyemitowana bezpośrednio przez monitorowane ciało, ale również promieniowanie odbite od niego a pochodzące od innych źródeł ciepła.

Podczas badania różnych typów powierzchni zachodzi zatem konieczność skompensowania tzw. emisyjności ε. Parametr ten określa zdolność materiału do wypromieniowywania energii w postaci podczerwieni. W myśl teorii najwyższą zdolność emisyjną = 1 w dowolnej temperaturze posiada ciało doskonale czarne, które pochłania całkowicie padające promieniowanie elektromagnetyczne. Z kolei najniższą zdolność emisyjną = 0 ma ciało zwierciadlane, odbijające całą energię.

Nie powinniśmy zatem wykorzystywać termografii do badania przedmiotów o niskiej emisyjności (< 0,5), np. wypolerowanych powierzchni metalowych.[1] Pomiary temperatury nie byłyby dla nich wiarygodne właśnie ze względu na rejestrację promieniowania odbitego. Fot. 2. ukazuje termogram otwartego termosu wypełnionego ciekłym azotem. Wynik nie jest miarodajny przede wszystkim dlatego, że oczekiwana wartość znacznie wykracza poza zakres pracy urządzenia (odczyt wskazuje w sposób przybliżony, że temp. jest niższa niż −50 °C), ale także ze względu na odbijającą powłokę wnętrza izolowanego pojemnika.

Podczas używania kamery termowizyjnej zawsze musimy pamiętać o konieczności skompensowania emisyjności. Nawet jeśli ludzką skórę cechuje duża zdolność emisyjna = 0,98, wartość tę podajemy w nastawach pomiarów, podob-

[1] Przykładowo materiały z aluminium mają zwykle emisyjność poniżej 0,10.



Fot. 2. Nieprawidłowo wykonany termogram otwartego termosu wypełnionego ciekłym azotem.

Fot. 3. Procedura rejestracji termogramu dłoni zdrowego człowieka (ε = 0,98).

eprasa.pl 0f0379b44b

nie jak temperaturę otoczenia. Mamy wówczas większą pewność, że nasze pomiary są rzetelne. Fot. 3. przedstawia procedurę rejestracji termogramu dłoni człowieka.

Kamery termowizyjne

Część czytelników „Fizyki w Szkole" wykaże zapewne zdziwienie faktem, że pierwotne kamery termowizyjne wbrew swojej nazwie nie zapewniały możliwości zapisu sekwencji wideo, pozwalały jedynie wykonywać pojedyncze fotografie termograficzne. Tego typu rozwiązanie spotykane jest nadal w mniej zaawansowanych technicznie urządzeniach i tzw. pirometrach graficznych (Fot. 4.). Generalnie jednak profesjonalne kamery przenośne oraz stacjonarne posiadają opcję zapisu poklatkowego lub wideo, pozwalają także na nałożenie obrazów zarejestrowanych w świetle widzialnym i podczerwieni. W opcjach podglądu oraz podczas późniejszej obróbki w programie komputerowym można stopniowo regulować udział takiego mieszania się obrazów, aby np. lepiej uwidocznić kontury obiektu (Fot.5.).

Współczesne kamery termowizyjne posiadają już stosunkowo dużą rozdzielczość detektora podczerwieni (np. 640 x 480 pikseli). Parametr ten wskazuje na liczbę punktów, w których dokonywany jest pomiar temperatury i nie należy mylić go z rozdzielczością wyświetlacza urządzenia. O jakości kamery świadczy też jej wysoka czułość termiczna (NETD od ang. Noise Equivalent Temperature Difference), określająca najmniejszą różnicę temperatur, jaka może zostać wykryta (np. 0,03 K). Dobór optymalnego zakresu pomiarowego zależy natomiast od przeznaczenia, w przypadku zastosowań medycznych, które omawiane są w niniejszym tekście, wystarczy przedział 0°C – 50°C.

Warto jeszcze w kilku słowach przedstawić, jak działa sama kamera termowizyjna. Docierające z analizowanego obiektu promieniowanie podczerwone skupiane jest przez system optyczny urządzenia na matrycy czujników detektora. Ich liczba, w zależności od modelu, sięga od kilkudziesięciu do kilkuset tysięcy i razem tworzą układ w formie siatki. Najpopularniejsze przenośne kamery termowizyjne wyposażone są zazwyczaj w mikrobolometryczne detektory niechłodzone, które pracują w temp. otoczenia.[2]

Bardziej zaawansowane urządzenia mogą posiadać detektory chłodzone[3] na bazie elementów półprzewodnikowych z antymonku indu (InSb) lub tellurku kadmowo-rtęciowego (HgCdTe) albo czujniki QWIP (ang. Quantum Well Infrared Photodetector), wykorzystujące efekt studni kwantowej. Warto dodać, iż określony typ materiału wpływa na zakres spektralny detektora.

Fot. 4. Pirometr graficzny pozwalający zarejestrować mapę cieplną obiektu w podczerwieni i nałożyć ją na normalną fotografię.

Fot. 5. Nałożenie obrazów zarejestrowanych w podczerwieni i w świetle widzialnym umożliwia wizualizację zarówno temperatury jak i konturów obiektu, w tym przypadku rozgrzanej cewki w eksperymencie z hipertermią magnetyczną.

Kamera posiada też oczywiście elektroniczne układy wzmacniania i przetwarzania sygnału a także moduł wizualizacji danych. Dzięki zastosowaniu algorytmów matematycznych rekonstruowana jest mapa temperatury pozornej obiektu. Odpowiednie jej wartości są na ekranie przedstawiane za pomocą różnych kolorów. Taki termogram, jak wspominano już wcześniej, jest często automatycznie nakładany na obraz ze standardowej kamery cyfrowej, co umożliwia szybką identyfikację obserwowanych obiektów.

Termografia w diagnostyce

W ostatnich latach gwałtownie wzrosło zainteresowanie obrazowaniem medycznym w podczerwieni, głównie ze względu na wciąż utrzymujące się zagrożenie pandemią. Kamery termowizyjne są zatem coraz powszechniej wykorzystywane w celach epidemiologicznych, przede wszystkim do kontrolowania temperatury ciała ludzi przebywających w miejscach użyteczności publicznej, np. w szpitalach czy na lotniskach (Fot. 6.). Aby jednak przeprowadzane tam często automatycznie pomiary były wiarygodne, należy spełnić kilka podstawowych zasad. Temperatura w pomieszczeniach musi być stabilna i zawierać się w zakresie 10 do 30°C. Detektor powinien być oddalony od luster, szyb, nawiewni-

[2] W przypadku bolometru mamy do czynienia ze zmianami oporu elektrycznego w funkcji temperatury.

[3] Do obniżania temperatury detektora wykorzystywane są chłodziarki Stirlinga działające w zamkniętym obiegu.

eprasa.pl 0f0379b44b

Fot. 6. Wyposażone w kamerę termowizyjną urządzenia do bezdotykowego pomiaru temperatury umieszczane są np. w placówkach ochrony zdrowia.

ków czy klimatyzatorów a także pozostawać nieruchomy. Trzeba posługiwać się kamerami termowizyjnymi z odpowiednim zakresem pomiarowym i dokładnością lepszą niż ± 0,5 °C oraz pamiętać o ich kalibracji (dokonywanej poprzez porównanie wyników z termometrem wzorcowym) przynajmniej raz w roku.

Czytelnicy nie powinni ulegać mylnemu wrażeniu, że zastosowania termografii w medycynie ograniczają się do wykrywania osób cierpiących na infekcje wirusowe czy bakteryjne. Bardzo ważnym przykładem wykorzystania tej metody jest bowiem wczesna detekcja oraz ocena nasilenia i rozległości stanów zapalnych w tkankach. Wiąże się z tym także monitorowanie skuteczności działania podawanych pacjentowi leków przeciwzapalnych oraz sprawdzanie efektywności zabiegów fizykoterapeutycznych.

Warto dodać, iż ostre procesy zapalne (np. stawów czy wiązadeł) charakteryzują się „gorącymi ogniskami" na obrazie, co wynika m.in. ze wzrostu ukrwienia na skutek rozszerzenia się naczyń w chorej tkance. Co ciekawe, przewlekłe stany pourazowe oraz zwłóknienia widoczne są w podczerwieni jako obszary „zimne" ze względu na spadek metabolizmu. Obniżona temperatura powierzchni ciała ujawnia się również często w obrębie palców stóp i dłoni pacjentów z cukrzycą, a także u cierpiących na zespół Raynauda, co również ma związek z nieprawidłowym ukrwieniem.

Obrazowanie termiczne przydaje się ponadto przy ocenie rozległości i stopnia oparzeń. Termogramy wizualizują zarówno obszary objęte martwicą, cechujące się zanikiem metabolizmu i obniżoną temperaturą w stosunku do zdrowych tkanek, jak i regiony ze wzmożonym metabolizmem, charakterystycznym dla oparzeń niższego stopnia. Dzięki temu łatwiej jest podjąć decyzję dotyczącą dalszego postępowania, tzn. wybrać leczenie chirurgiczne albo zachowawcze.

W dermatologii termografia okazuje się również pomocna w diagnostyce przewlekłych chorób skóry, np. twardziny ograniczonej czy łuszczycy, gdyż w bezpośrednim sąsiedztwie zmian rejestruje się istotny wzrost temperatury. Śledząc literaturę fachową nietrudno zauważyć, iż obszar potencjalnych zastosowań termografii w ostatnich latach rozszerza się na kolejne działy medycyny, np. laryngologię (badania przesiewowe zatok przynosowych), stomatologię (wykrywanie chorób przyzębia i zakażeń jamy ustnej), reumatologię (monitorowanie osteoporozy) a nawet okulistykę (obrazowanie zaburzeń ukrwienia siatkówki).

Chociaż badania nad wspomnianymi medycznymi aplikacjami obrazowania termowizyjnego wydają się być w rozkwicie, należy mieć na uwadze, iż metoda ta ma przede wszystkim charakter pomocniczy, a uzyskane wyniki nie mogą być samodzielną podstawą do postawienia diagnozy. Lekarz musi zatem zawsze wspierać się innymi technikami, bazującymi oczywiście na osiągnięciach biofizyków i biochemików.

Termografia w medycynie sądowej

Obrazowanie termograficzne może dotyczyć również osób, które zakończyły swe życie, często w gwałtownych, dramatycznych okolicznościach. Nie jest to temat zbyt przyjemny, gdyż obejmuje przede wszystkim zagadnienie szacowania czasu zgonu na podstawie temperatury zwłok. Miłośnicy powieści kryminalnych wiedzą zapewne, iż przybliżone ustalenie interwału pośmiertnego odbywa się tradycyjnie poprzez ocenę rozwoju stężenia pośmiertnego, plam opadowych czy zmian biochemicznych ciała. Procedury te są ważne np. w przypadku zabójstwa i pozwalają sprawdzić, czy alibi podejrzanego pokrywa się z przedziałem godzinowym, w którym mogło dojść do popełnienia przestępstwa.

W kontekście niniejszego artykułu warto skupić się na metodzie bazującej na pomiarze temperatur: ciała denata i otoczenia. Klasycznie w tym celu wykorzystywano termometr oraz tzw. nomogramy Henssgego, czyli wykresy, które przy znajomości masy ciała pozwalały szybko odczytać przybliżony czas zgonu bez konieczności rozwiązywania równań matematycznych przez medyka sądowego.[4]

[4] Nazwa nomogramów pochodzi od nazwiska niemieckiego profesora Clausa Henßge (1936-2021), który był autorem wielu prac z zakresu medycyny sądowej. Przykładowe wykresy dla temperatur mierzonych w mózgu i odbycie denata można znaleźć w publikacji: C. Henßge, B. Madea, Estimation of the time since death in the early post-mortem period, Forensic Science International 144 (2004), 167-175.

eprasa.pl 0f0379b44b

Jak wiadomo, ciało ludzkie po śmierci ochładza się, przy czym szybkość tego procesu zależy od różnicy temp. między zwłokami a otoczeniem. Co ciekawe, już w 1868 roku wykorzystano uproszczoną wersję prawa stygnięcia Newtona:

$$T(t) = T_z + (T_0 - T_z) \cdot e^{-rt},$$

w którym: T(t) – temperatura zwłok po czasie t, T_z – temperatura otoczenia (w założeniu niezmienna), T_0 – temperatura człowieka w chwili śmierci, r – stała związana z właściwościami termodynamicznymi ciała, do określania czasu, jaki upłynął od momentu śmierci biologicznej do chwili znalezienia zwłok.[5]

W 1955 roku do tego eksponecjalnego modelu dodano człon uwzględniający pośmiertne plateau, dzieki czemu można było lepiej odwzorować krzywe ostygania uzyskane eksperymentalnie. Kolejny istotny krok nastapił w 1962 r., gdy opublikowano model dwuwykładniczy Marshalla i Hoare'a. Radzi sobie on znacznie lepiej z matematycznym opisem zarówno pośmiertnego wypłaszczenia przebiegu krzywej T(t), jak i dalszym spadkiem o charakterze newtonowskim.

$$\frac{T - T_z}{T_0 - T_z} = \frac{p}{p - Z} \cdot e^{-Zt} - \frac{Z}{Z - p} \cdot e^{-pt}$$

W rówaniu pojawiają się parametry p oraz Z związane z tempem schładzania. W zależności od podejścia można wyznaczać je w oparciu o masę ciała albo na podstawie analiz kilku kolejnych odczytów temperatury. Oczywiście modele oraz procedury są cały czas rozwijane. W badaniach uwzględniano już m.in. ośrodek, w jakim znajdowało się ciało (np. woda, powietrze), grubość ubioru denata, zmiany temperatury otoczenia w ciągu doby czy wpływ podłoża na stygnięcie zwłok. Problemem pozostaje natomiast dokładne ustalenie temperatury rdzenia ciała tuż przed śmiercią. Zazwyczaj przyjmuje się ≈ 37 °C, ale na skutek różnych patologii mogła ona być podwyższona albo obniżona, co będzie skutkować błędami w oszacowaniach.

Bezkontaktowy pomiar temperatury zwłok z wykorzystaniem kamer termowizyjnych ma wiele zalet w stosunku do metod klasycznych. Pozwala m.in. uniknąć zniszczenia ewentualnych śladów, jakie mogłyby znajdować się na ciele. Ponadto model pozwalający na wyznaczenie interwału pośmiertnego uwzględnia ważne parametry, takie jak wzrost czy budowa anatomiczna, nie ograniczając się tylko do masy. Zastosowanie termografii do szacowania czasu zgonu wymaga jednak znalezienia regionu ciała, z którego dane będą optymalne do przeprowadzania analiz. Ustalono, że takim wiarygodnym miejscem jest głowa, gdyż jej wzorzec termiczny utrzymuje się do 15 h po śmierci.

Warto wspomnieć, że termografia ma też inne, mniej popularne zastosowania w medycynie sądowej. Możemy do nich zaliczyć obrazowanie termiczne oparzeń skóry, miejsc postrzałów oraz urazów, np. kręgosłupa szyjnego. W tym przypadku termografia ma jednak raczej charakter pomocniczy, uzupełniający inne metody diagnostyczne i laboratoryjne.

Literatura:

[1] K. Ammer, E.F.J. Ring, Application of thermal imaging in forensic medicine, The Imaging Science Journal 53, (2005), 125-131.

[2] L.S. Wilk i inni, Individualised and non-contact post-mortem interval determination of human bodies using visible and thermal 3D imaging, Nature Communications 12, (2021), 5997.

[3] C. Henßge, B. Madea, Estimation of the time since death in the early post-mortem period, Forensic Science International 144, (2004), 167-175.

[4] A. Modrzejewska, M. Parafiniuk, Zastosowanie termografii w medycynie – przegląd literatury, Pomeranian Journal of Life Sciences 64, (2018), 29-32.

[5] B. Englisz-Jurgielewicz, i inni, Obrazowanie termiczne w ocenie oparzeń, Inżynier i Fizyk Medyczny 9(1), (2020), 63-65.

[6] B.B. Lahiri, S. Bagavathiappan, T. Jayakumar, J. Philip, Medical applications of infrared thermography: A review, Infrared Physics & Technology 55, (2012), 221-235.

[7] W. Minkina, How infrared radiation was discovered – range of this discovery and detailed, unknown information, Applied Sciences 11, (2021), 9824.

[8] K. Dziarski, J. Parzych, Układ optyczny w długofalowych kamerach termowizyjnych przeznaczonych do obserwacji mikroelementów, Poznan University of Technology Academic Journals. Electrical Engineering 96, (2018), 83-94.

[9] M. R. Rodrigo, A Nonlinear Least Squares Approach to Time of Death Estimation Via Body Cooling, Journal of Forensic Sciences 61, (2016), 230-233.

[10] F. J. Ring, Pioneering progress in infrared imaging in medicine, Quantitative InfraRed Thermography, 11, (2014), 57-65.

[5] Historyczna praca: H. Rainy, On the cooling of dead bodies as indicating the length of time since death, Glasg. Med. J. 1, (1868), 323-330, wciąż jest cytowana ze względu na postęp, jaki zapoczątkowała.

eprasa.pl 0f0379b44b

Ile jest stanów skupienia?

Trzy, cztery, czy więcej?

Ciała stałe, ciecze, gazy...

A plazma, ciekłe kryształy, para wodna, ziemia?

Wydanie specjalne – wybór artykułów z Fizyki w Szkole

Tylko wersja cyfrowa!

Plik PDF

cena 20 zł

Szczegóły i formularz zamówienia – www.aspress.com.pl/wydania-specjalne/

Foto – Dreamstime

Od spektroskopii do obrazowania

Magnetyczny rezonans jądrowy w pigułce

Spektroskopia jądrowego rezonansu magnetycznego to jedna z najpopularniejszych metod badawczych wykorzystywanych we współczesnej fizyce, biofizyce, chemii, biochemii oraz biologii molekularnej. Chociaż bazuje na efekcie odkrytym już w 1945 roku przez dwa niezależne zespoły naukowców kierowane przez późniejszych noblistów Feliksa Blocha i Edwarda Purcella, wciąż jest intensywnie rozwijana, stanowiąc fundament wielu interdyscyplinarnych projektów naukowych.

Tomasz Kubiak

Analiza strukturalna, badanie dynamiki molekularnej, pomiary dyfuzji, mikroobrazowanie to tylko wybrane obszary z niezwykle szerokiego spektrum zastosowań spektroskopii NMR. Skrót ten pochodzi oczywiście od angielskiej nazwy obserwowanego zjawiska, czyli Nuclear Magnetic Resonance. Chociaż sama metoda jest stosunkowo skomplikowana, jej zasadniczą ideę można oddać jednym zdaniem. Mamy bowiem do czynienia z analizą oddziaływania fal elektromagnetycznych o częstotliwości radiowej z umieszczoną w zewnętrznym polu magnetycznym próbką, która zawiera atomy o niezerowym spinie jądrowym ($I \neq 0$). Przykładem takiego atomu jest wodór ^1H, posiadający $I = ½$.

Odrobina teorii

Poszczególne jądra atomowe charakteryzuje konkretna wartość współczynnika giromagnetycznego γ_I, będącego stosunkiem jądrowego momentu magnetycznego μ_I do spinu (własnego momentu pędu) jądra:

$$\mu_I = \gamma_I \hbar I$$

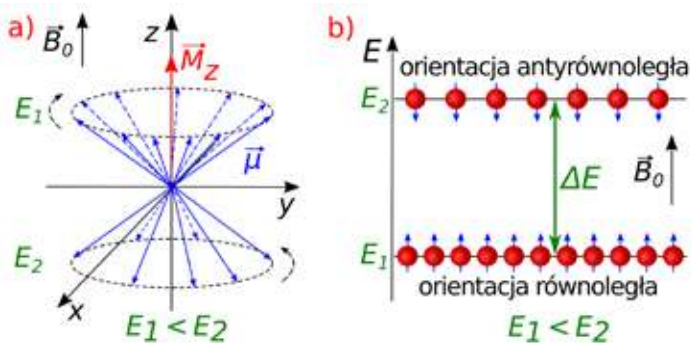
W zewnętrznym polu magnetycznym o indukcji B_0 wektory momentu magnetycznego jąder wykonują ruch precesyjny z tzw. częstością Larmora[1] ω_0:

$$\varpi_0 = \gamma_I B_0$$

Dodajmy jeszcze, że w eksperymentach kierunkowi pola B_0 przypisujemy zazwyczaj oś z laboratoryjnego, prostokątnego układu współrzędnych xyz, którego środek zlokalizowany jest w centrum elektromagnesu. Ze względu na fakt, że w makroskopowej próbce mieści się bardzo duża liczba jąder, do opisu warto wprowadzić także wektor magnetyzacji M, będący sumą momentów magnetycznych zgromadzonych w jednostce objętości. Jeśli na układ będzie działać jedynie B_0 i wszystkie precesujące wektory μ_I zrzutujemy na poszczególne osie układu współrzędnych, to ze względu na niezgodność faz wirujące w płaszczyźnie xy składowe

[1] Nazwa upamiętnia irlandzkiego fizyka Josepha Larmora, który opisał precesję momentu magnetycznego w 1897 r.

eprasa.pl 0f0379b44b



*Rys. 1. a) Precesja jądrowych momentów magnetycznych **μ** w zewnętrznym polu **B**$_0$. Wypadkowa magnetyzacja M_z ma kierunek osi z, gdyż składowe μ_x i μ_y znoszą się wzajemnie. b) Momenty magnetyczne jądra mogą ustawiać się równolegle (niższa energia) bądź antyrównolegle (wyższa energia) do pola.*

μ_x i μ_y zniosą się wzajemnie. Wówczas wypadkowa magnetyzacja M_z, występująca tylko wzdłuż osi z, wywodzić się będzie od składowych μ_z, równoległych do kierunku pola B_0. Sytuację zwizualizowaną na rys.1 a) można zatem podsumować następująco: $M_x = 0$, $M_y = 0$ oraz $M_z = M_0$, gdzie M_0 to magnetyzacja w stanie ustalonym. Oczywiście proces orientowania dipoli μ nie jest natychmiastowy, a ewolucję namagnesowania w czasie opisuje równanie:

$$\frac{dM_z(t)}{dt} = -\frac{M_z(t) - M_0}{T_1}$$

Występujący we wzorze parametr T_1 to czas relaksacji podłużnej, charakteryzujący proces narastania lub zaniku składowej magnetyzacji wzdłuż osi z. Warto uświadomić sobie, iż zgodnie ze wzorem (iloczynem skalarnym):

$$E = -\vec{M}_0 \cdot \vec{B}_0 = -M_0 B_0 \cos\left(\angle \vec{M}_0, \vec{B}_0\right)$$

układ osiągnie najmniejszą energię, gdy wektor magnetyzacji będzie równoległy do kierunku B_0, gdyż cos(0°) = 1. Nadmiar energii od spinów przejmie wówczas tzw. sieć, stąd T_1 nazywany jest również czasem relaksacji spin-sieć. Warto mieć na uwadze, że zgodnie z regułami mechaniki kwantowej przestrzenne orientacje momentu magnetycznego nie są dowolne. Rzut wektora μ na kierunek pola magnetycznego (osi z) przyjmować może bowiem tylko pewne dyskretne wartości. W najprostszym przypadku (jądro o spinie I = ½) odpowiadają im dwa poziomy energetyczne. Dla γ>0 obsadzenie poziomu, który odpowiada orientacji równoległej do B_0 (niższa energia) jest większe niż obsadzenie tego związanego z ustawieniem antyrównoległym (wyższa energia), co ilustruje rys. 1b).

Włączenie prostopadłego do B_0, oscylującego pola B_1 o częstości równej lub bardzo zbliżonej do częstości Larmora zmieni orientację magnetyzacji i pozwoli zaobserwować zjawisko rezonansu jądrowego. Sam proces obracania wektora M wiąże się oczywiście z absorpcją energii wspomnianego przed chwilą pola B_1, które jest generowane przez cewkę.[2] Pojawienie się oraz późniejszy zanik w czasie poprzecznej magnetyzacji, którą możemy rozłożyć na składowe M_x i M_y określa następująca formuła:

$$\frac{dM_{x,y}}{dt} = -\frac{M_{x,y}}{T_2}$$

Występująca w niej wielkość T_2 to czas relaksacji poprzecznej. Warto wspomnieć, iż inna jego nazwa, tj. czas relaksacji spin-spin, wywodzi się z podejścia statystycznego, które mówi o ustalaniu się równowagi w układzie spinów. W praktyce eksperymentalnej pole magnetyczne B_0 nie jest idealnie jednorodne w obrębie próbki, stąd częstości Larmora dla poszczególnych spinów nieco się różnią a do opisu potrzebny jest nowy, krótszy czas relaksacji T_2*, o czym będzie jeszcze mowa w dalszej części niniejszego artykułu.

Wielu naukowców uznaje, że w całej teorii jądrowego rezonansu magnetycznego najważniejszym wzorem jest właśnie opisujące precesję wektora M równanie Blocha.[3] Warto zatem przytoczyć je w całości:

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma\left(\vec{M} \times \vec{B}\right) - \hat{x}\frac{M_x}{T_2} - \hat{y}\frac{M_y}{T_2} - \hat{z}\frac{M_z - M_0}{T_1}$$

Dodajmy tylko, że x̂, ŷ, ẑ to wersory (wektory jednostkowe) odpowiednio dla osi: x, y, z.

Spektroskopia NMR

Warto uzmysłowić sobie, że w dużych centrach badawczych znajduje się po kilka a nawet kilkanaście nowoczesnych spektrometrów NMR wyposażonych w magnesy nadprzewodzące. Przykładowe urządzenia: 400 MHz (9,4 T) oraz 800 MHz (18,8 T) z laboratorium na uniwersytecie w Poznaniu przedstawiają odpowiednio fot. 1 i 2. Obecnie preferowane są przede wszystkim metody impulsowe. W ich przypadku badany obiekt umieszcza się w silnym zewnętrznym polu magnetycznym o indukcji B_0.

Jak już wiemy, poza rezonansem obserwujemy niekoherentny ruch precesyjny momentów magnetycznych, a jedyną niezerową składową magnetyzacji jest wówczas M_z. Jeśli dodatkowo posłużymy się pomocniczym układem odniesienia, który z prędkością kątową ω_0 wiruje wokół osi z, wektor magnetyzacji może zostać potraktowany jako nieruchomy. Zjawisko NMR jest wywołane działaniem na próbkę jednego lub kilku generowanych przez cewkę RF (od ang. radio frequency) krótkich impulsów pola B_1, oscylującego z częstotliwością rezonansową.[4]

Zależnie od eksperymentu, obserwowany rezultat pomiarów stanowi sygnał swobodnej precesji FID (od ang. Free Induction Decay) albo echo spinowe. Aby zrozumieć ich powstawanie, warto przeanalizować na rys.2 działanie generowanych przez układ elektroniczny impulsów we wprowadzonym uprzednio układzie wirującym. Włączenie równoległego do osi x pola B_1 sprawi, że składowa namagnesowania, poruszając się z prędkością kątową ω_1, obróci się wokół jego kierunku o kąt:

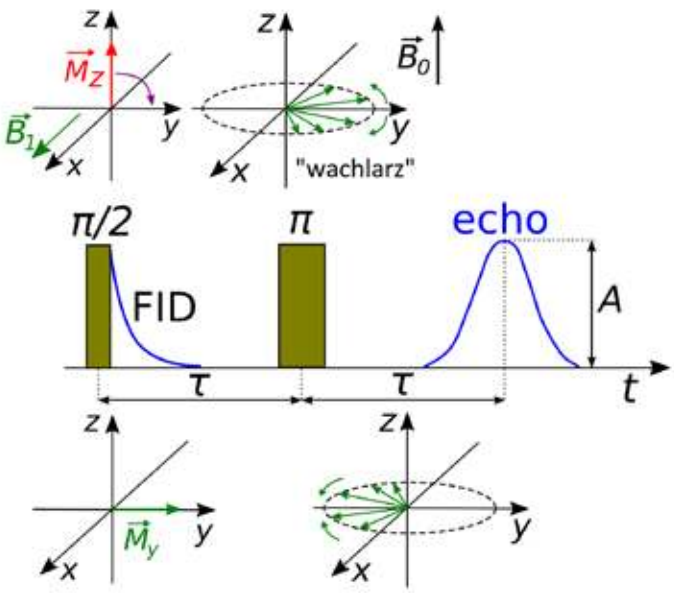
$$\theta = \varpi_1 t_i = \gamma \cdot B_1 \cdot t_i$$

[2] Zmienne pole B_1 jest znacznie słabsze niż B0, ale pozostaje w rezonansie z precesującym momentem magnetycznym.
[3] Równanie to sformułował w 1946 r. szwajcarsko-amerykański fizyk Felix Bloch, laureat Nagrody Nobla z 1952 r.
[4] Pole B1 włączane jest w sposób kontrolowany, tzn. ustawia się amplitudę, fazę, długość oraz sekwencję impulsów.

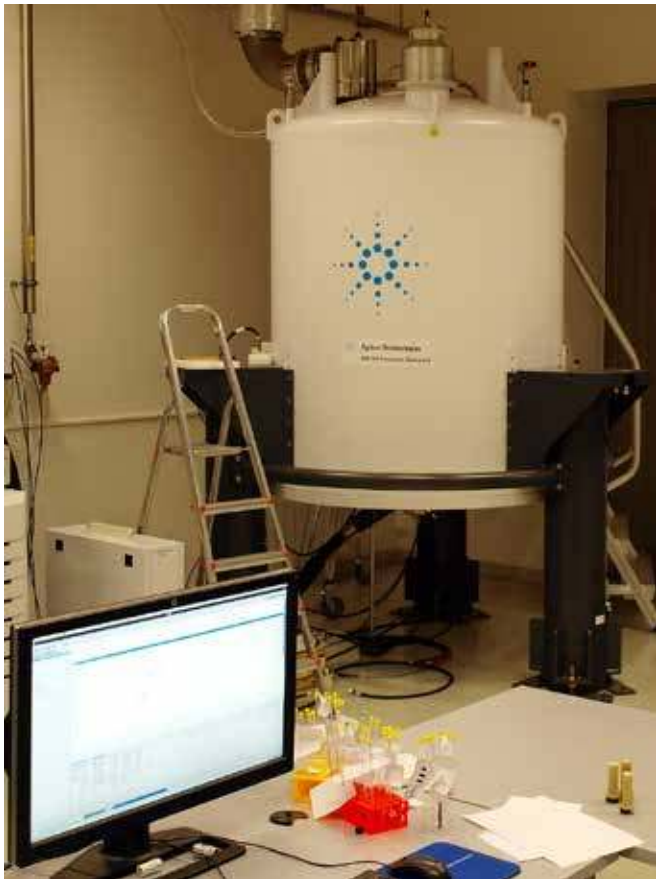
eprasa.pl 0f0379b44b

Fot. 1. Spektrometr NMR 400 MHz z magnesem 9.4 T przeznaczony jest do badań fazy skondensowanej oraz cieczy w szerokim zakresie temperatur.

Zatem, jeśli czas impulsu t_i ustawimy na ¼ okresu, przerzucimy wektor magnetyzacji o 90°, czyli z kierunku osi z na oś y, otrzymując M_y.[5] Po wyłączeniu pola B_1 układ będzie stopniowo powracać do stanu równowagi. Składowa poprzecznego namagnesowania M_y zaniknie z czasem relaksacji T_2, a spektrometr zarejestruje wspomniany wcześniej sygnał swobodnej precesji FID. Powoli, tj. z czasem relaksacji T_1 (spin – sieć), będzie także odrastać składowa M_z. Należy jednak pamiętać, iż na skutek niejednorodności pola B_0, wytwarzanego przez elektromagnesy rdzeniowe, składowa M_y rozłoży się na szereg wektorów, które mogą poruszać się w obu kierunkach (w podręcznikach akademickich napotykamy obrazowe określenie, że M_y „rozsypuje się w wachlarz"), co sprawia, iż sygnał zanika znacznie prędzej z czasem $T_2^* < T_2$. Dlatego do układu po czasie τ od pierwszego impulsu przykłada się kolejny, tym razem π.



Rys. 2. Sygnał FID i echo spinowe wywołane sekwencją impulsów π/2 i π. Pokazano także poszczególne etapy ewolucji wektora magnetyzacji w wirującym układzie współrzędnych.



Fot. 2. Spektrometr NMR 800 MHz z magnesem nadprzewodzącym o indukcji 18.8 T.

Obraca on elementarne wektory namagnesowania o 180° wokół osi x, tak, że po czasie 2τ od π/2 ponownie zejdą się na osi y. Spektrometr zarejestruje wówczas sygnał nazywany echem spinowym.[6] W przypadku wydłużania odstępu τ między impulsami π/2 a π w eksperymencie zaobserwujemy wykładnicze zmniejszanie się amplitudy echa z czasem T_2, co można opisać równaniem:

$$A = A_0 \exp\left(-\frac{\tau}{T_2}\right)$$

gdzie: A_0 – amplituda po pierwszym impulsie, A – amplituda echa, τ – interwał między impulsami.

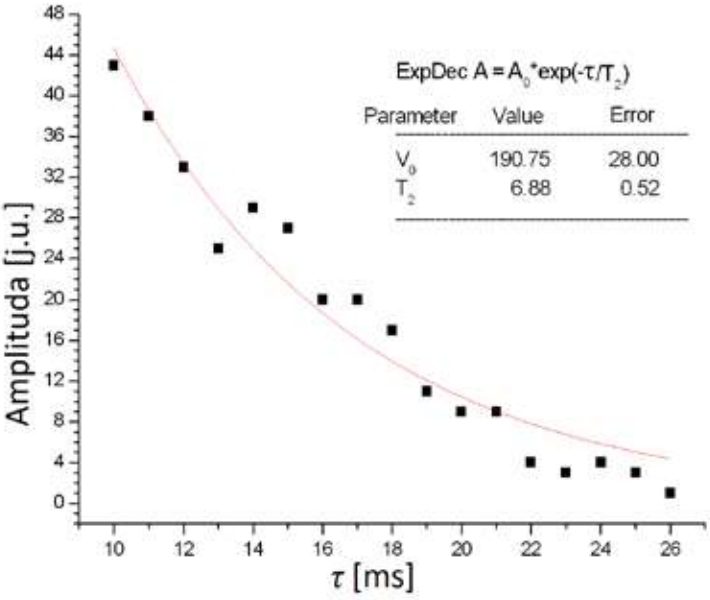
Rys. 3 przedstawia rezultat tego typu eksperymentu dla próbki gliceryny. Wykres zależności amplitudy echa [j.u] od odstępu τ [ms] między impulsami π/2 a π został stworzony na podstawie pomiaru amplitud echa Hahna dla kolejnych interwałów τ. Po dopasowaniu odpowiedniej krzywej w programie komputerowym uzyskano wartość czasu relaksacji T_2 dla gliceryny. Dla ciekawostki warto wspomnieć, że T_2 można znaleźć jeszcze inną metodą, tzn. przy wykorzystaniu sekwencji Carra-Purcella, tj. nadawanej po impulsie π/2 serii równoodległych w czasie impulsów π. Każdy z nich skutkuje wygenerowaniem kolejnego echa o malejącej amplitudzie.

Do wyznaczenia czasu relaksacji T_1 (spin-sieć) wykorzystuje się natomiast metodę odrostu namagnesowania po nasyceniu. Przydatna jest sekwencja: π/2-t-π/2-τ-π. Początkowy impuls π/2 przerzuca magnetyzację z osi z na oś y, kolejny π/2 próbuje zrobić to samo, ale żeby zadziałał, składowa

[5] Jeśli pole B_1 wyłączylibyśmy po ½ okresu, wektor magnetyzacji zakreśliłby kąt 180°, dając składową $-M_z$.

[6] Sygnał nazywany jest również echem Hahna na cześć odkrywcy – amerykańskiego fizyka Erwina Hahna.

eprasa.pl 0f0379b44b



Rys. 3. Zależność wartości amplitudy echa spinowego od τ wraz z dopasowaną krzywą dla próbki gliceryny.

wzdłuż osi z musi chociaż częściowo odrosnąć, a to, przypomnijmy, dzieje się z czasem T_1. Impuls π wywoła zatem echo dopiero po określonym czasie t. Wydłużając go dostrzeżemy wykładniczy wzrost amplitudy echa, a obwiednia kolejnych sygnałów będzie spełniać równanie:

$$A = A_0\left[1-\exp\left(\frac{-t}{T_1}\right)\right]$$

Warto wspomnieć, że T_1 można znaleźć również metodą odrostu namagnesowania po inwersji. Nazwa bierze się z faktu, że pierwszym impulsem jest π, obracający wektor namagnesowania o 180° (czyli $-M_z$) a dopiero później przykładana jest sekwencja czytająca π/2-τ-π. W tym przypadku również bada się zależność amplitudy echa A od czasu t:

$$A = A_0\left[1-2\exp\left(\frac{-t}{T_1}\right)\right]$$

Zainteresowanym szczegółami w/w. metod impulsowych polecam książki przytoczone w wykazie literatury.

Współcześnie zdecydowanie mniej popularną techniką rejestracji widm NMR jest spektroskopia fali ciągłej CW (od ang. continuous wave). W jej przypadku w sposób ciągły zmienia się częstotliwość fal radiowych przy zachowaniu stałego pola magnetycznego albo odwrotnie, tzn. wspomniana częstotliwość pozostaje stała, ale przemiata się polem magnetycznym. Tego typu pomiary w najprostszym przypadku pomagają zidentyfikować jądra wchodzące w skład badanego związku.

Przy znajomości pola magnetycznego oraz częstości rezonansowej można bowiem łatwo obliczyć współczynniki γ dla kolejnych linii NMR i porównać je z wartościami tablicowymi. W przypadku próbek ciekłych często analizuje się także przesunięcie chemiczne, sprzężenie spin-spin oraz oddziaływania dipolowe.

Przesunięcie chemiczne

Protony w badanej próbce są zazwyczaj otoczone różnymi atomami (np. węgla, azotu czy tlenu), budującymi cząsteczki. Obserwowane widmo nie stanowi zatem pojedynczego sygnału o częstotliwości rezonansowej ν_{p+}, tylko jest zbiorem kilku linii, pochodzących od poszczególnych grup funkcyjnych, np. NH_2 czy CH_3. Protony w zależności od usytuowania są bowiem ekranowane przez elektrony otaczających jądro atomów a tym samym odczuwają lokalne pole magnetyczne nieco inne niż B_0.

$$\omega = \gamma B_0\left(1-\delta\right)$$

Przesunięcie chemiczne δ to właśnie różnica w położeniu linii rezonansowych odpowiadającym konkretnym otoczeniom. Aby uniezależnić jego wielkość od wartości przyłożonego pola B_0, dokonuje się normalizacji względem częstości rezonansowej wzorca:

$$\delta = \frac{\nu_{pr}-\nu_{wz}}{\nu_{wz}}\times 10^6$$

gdzie: ν_{pr} i ν_w to częstotliwości rezonansowe zmierzone odpowiednio dla próbki oraz wzorca. Tym ostatnim jest zazwyczaj metaloorganiczny związek TMS, czyli tetrametylosilan o wzorze sumarycznym $Si(CH_3)_4$. Warto jeszcze dodać, że wartość przesunięcia chemicznego wyraża się w ppm (czyli part per million) a wielkość tę wyznaczamy nie tylko dla ^1H ale także dla ^{13}C, ^{15}N, ^{17}O czy ^{19}F. Ponadto, jeśli zastosujemy spektrometr charakteryzujący się wysoką zdolnością rozdzielczą, okaże się, że linie od protonów w poszczególnych grupach są w rzeczywistości złożone z szeregu składowych o różnych amplitudach.

Przyczyną występowania tej tzw. struktury subtelnej jest wpływ pola magnetycznego pochodzącego od momentów jądrowych innych grup. Dla przykładu widmo alkoholu etylowego C_2H_5OH w wyniku przesunięcia chemicznego (ekranowania przez elektrony poszczególnych grup) będzie składało się z trzech odrębnych składowych od CH_3, CH_2 i OH, przy czym każda z nich będzie dodatkowo rozszczepiona na kilka linii właśnie pod wpływem obecności protonów z sąsiednich grup.[7]

Analiza zarejestrowanych sygnałów NMR dostarcza cennych informacji o budowie cząsteczki, należy jednak podkreślić, iż dla dużych molekuł otrzymane widma mogą być bardzo skomplikowane. Trzeba jeszcze koniecznie dodać, że przesunięcie chemiczne obserwuje się dla cieczy, w których oddziaływanie dipolowe uśrednia się do zera na skutek szybkich ruchów cząsteczek. Niestety, w ciałach stałych δ jest przesłonięte przez efekt silnych oddziaływań dipolowych, które są odpowiedzialne za poszerzenie linii NMR.

[7] Protony z grupy CH_2 odczuwają wpływ trzech spinów jądrowych z grupy CH_3. Te ostatnie mogą ustawić się na osiem rożnych sposobów, dających jednak tylko cztery wartości wypadkowe. W widmie grupy CH_2 mamy zatem 4 linie o stosunku amplitud 1:3:3:1. Z kolei widmo grupy CH_3 składa się z 3 komponentów o stosunku amplitud 1:2:1, co wynika z wpływu ustawienia dwóch protonów z CH_2.

eprasa.pl 0f0379b44b

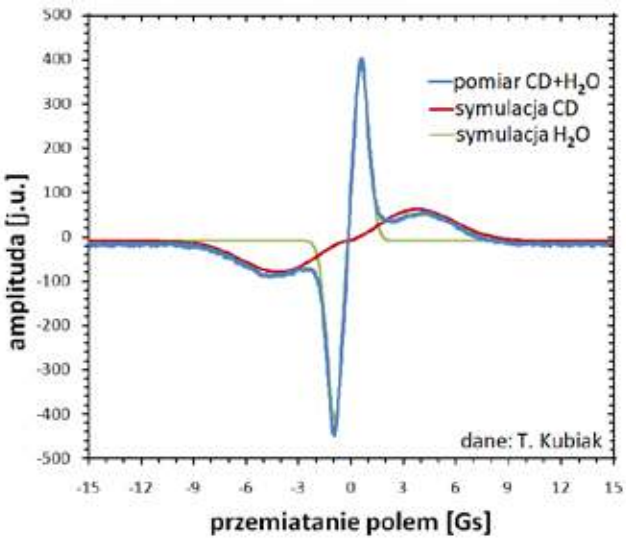
NMR w eksperymentach

Po zapoznaniu się z podstawami teoretycznymi spektroskopii NMR warto prześledzić jej przykładowe zastosowania w biofizyce. Z racji ogromnej popularności tej metody badawczej w laboratoriach na całym świecie, nie sposób wymienić nawet niewielkiej części ciekawych eksperymentów przeprowadzonych dotychczas przez naukowców. Autor niniejszego tekstu ograniczy się zatem do wspomnienia pomiarów, jakie kiedyś sam miał okazję wykonać.

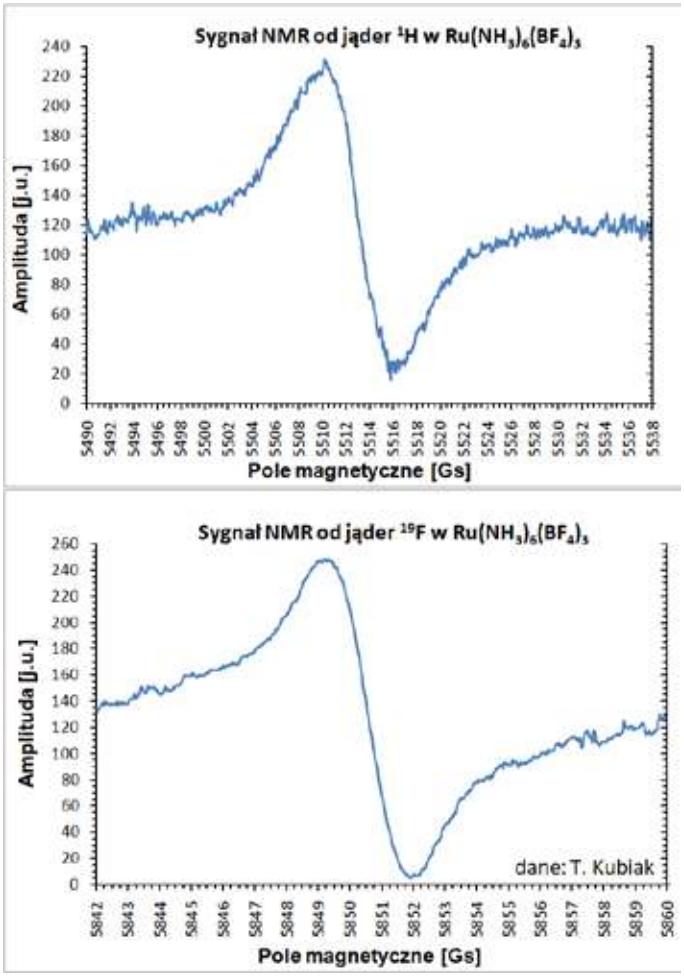
Pierwszy z nich umożliwił zbadanie procesu dehydratacji i rehydratacji β-cyklodekstryny, czyli cyklicznego oligosacharydu złożonego z 7 podjednostek glukopiranozy. Warto nadmienić, iż cyklodekstryna posiada kształt ściętego, wydrążonego w środku stożka. Na zewnątrz jest hydrofilowa (tzn. „lubi" wodę), natomiast w środku pozostaje hydrofobowa. Taka budowa otwiera jej szerokie możliwości zastosowań w przemyśle farmaceutycznym oraz spożywczym. Leki oraz substancje słabo rozpuszczalne w H_2O zamykane są właśnie we wnętrzu struktury. Mówimy wówczas o kompleksie typu gość -gospodarz. Spektrometr NMR fali ciągłej, pracujący przy częstości 27 MHz oraz układ kontroli temperatury, pozwolił prześledzić proces oddawania cząsteczek wody przez ogrzewaną ciepłym powietrzem, początkowo uwodnioną β-cyklodekstrynę.[8] Rys. 4 przedstawia charakterystyczny sygnał NMR od takiej próbki.[9] Widać wyraźnie, że składa się on z dwóch składowych, czyli szerokiej linii, pochodzącej od ^1H z cyklodekstryny oraz wąskiego komponentu od ^1H z wody.

Pole powierzchni pod krzywą absorpcji (intensywność integralna sygnału NMR) jest proporcjonalne do liczby rezonujących jąder, stąd można obliczyć, ile cząsteczek wody w danej temperaturze przypada na jedną cyklodekstrynę.[10] Co ciekawe, po stopniowym ogrzaniu próbki do temperatury 163°C w widmie NMR nie zaobserwowano już wąskiej składowej, co świadczy o całkowitej dehydratacji cyklodekstryny. Natomiast po schłodzeniu cykliczny oligosacharyd ponownie zaczął absorbować wodę z otoczenia i komponent od H_2O znowu odrastał wraz z postępującym procesem rehydratacji.

Drugie z przykładowych doświadczeń NMR dotyczyło związku $Ru(NH_3)_6(BF_4)_3$, będącego kompleksem heksaamminerutenu, który testowano w związku z potencjalnym wykorzystaniem do produkcji leków przeciwnowotworowych. Badania pomogły m.in. w optymalizacji kształtu cząsteczek oraz obliczeniu odległości międzyatomowych. Sygnały NMR, zarejestrowane w temp. −187 °C metodą fali ciągłej, pochodziły zarówno od ^1H ($I = ½$, $\gamma = 2{,}6752 \cdot 10^8\ T^{-1}s^{-1}$) jak i ^{19}F ($I = ½$, $\gamma = 2{,}5181 \cdot 10^8\ T^{-1}s^{-1}$).



Rys. 4. Widmo NMR uwodnionej cyklodekstryny w temperaturze 23°C składa się z szerokiej linii od ^1H z cyklodekstryny (CD) oraz wąskiego komponentu od ^1H z H_2O. Symulacje komputerowe pozwoliły na dopasowanie krzywych do wyniku eksperymentalnego.



Rys. 5. Widma NMR związku $Ru(NH_3)_6(BF_4)_3$ zarejestrowane dla ^1H oraz ^{19}F metodą fali ciągłej w temp. −187°C.

[8] W temperaturze pokojowej cyklodekstryna tworzy hydraty $C_{42}H_{70}O_{35} \cdot nH_2O$, ale liczba n molekuł wody maleje wraz ze wzrostem temperatury.

[9] Przedstawione na rys. 4 widmo NMR fali ciągłej ma postać pierwszej pochodnej sygnału absorpcji w wyniku zastosowania podwójnej modulacji pola magnetycznego. W takim przypadku działające na próbkę, liniowo zmieniające się w czasie pole magnetyczne jest dodatkowo modulowane z częstotliwością fm, a sygnał zarejestrowany na diodzie detekcyjnej po odpowiednim wzmocnieniu poddawany detekcji synchronicznej.

[10] Sygnał NMR od pojedynczej cząsteczki wody pochodzi od dwóch ^1H, natomiast sygnał od β-cyklodekstryny od 70 jąder wodoru zawartych w 7 jednostkach glukopiranozy.

Przedstawiono je na rys. 5. Do analizy tego typu linii naukowcy wykorzystują metodę momentów Van Vlecka.[11] Jest ona przydatna, np. gdy mamy do czynienia ze sproszkowaną substancją, charakteryzującą się widmem NMR, które stanowi złożenie dużej liczby sygnałów, pochodzących od mikrokryształów odmiennie zorientowanych względem pola B_0. Nawet dwa izolowane protony mogą bowiem oddziaływać dipolowo, powodując poszerzenie rejestrowanej linii a co dopiero, gdy mamy do czynienia z grupami większej liczby jąder. W takich przypadkach standardowe metody mechaniki kwantowej często nie okazują się przydatne, a analizę wyników pomiarów ułatwia właśnie metoda momentów, zaproponowana przez Van Vlecka.

Drugi moment M_2, wyrażony w jednostkach pola, można obliczyć na podstawie zarejestrowanej pochodnej krzywej absorpcyjnej:

$$M_2 = \frac{1}{3}\frac{\int_0^\infty f'(B)(B-B_0)^3\,dB}{\int_0^\infty f'(B)(B-B_0)\,dB}$$

gdzie: B_0 – wartość indukcji pola magnetycznego w centrum linii rezonansowej NMR, f(B) – funkcja kształtu krzywej absorpcyjnej, f'(B) = df(B)/dB. Powyższy wzór zapewne wydaje się czytelnikom skomplikowany ze względu na pojawiające się w nim całki. Dlatego, z pewnym przybliżeniem, można ułatwić sobie zadanie i posłużyć się metodą graficzną, dzieląc powierzchnię pod zarejestrowaną linią na 2n pasków o szerokości ΔB. Wówczas, jeśli przez h_i oznaczymy wysokość i-tego paska a przez b_i odległość jego środka od B_0, to przydatne okaże się uproszczone równanie:

$$M_2 = \frac{1}{3}\frac{\sum h_i b_i^3}{\sum h_i b_i}$$

W tym miejscu warto jeszcze raz przypomnieć cel wyznaczania M_2. Otóż drugi moment jest odwrotnie proporcjonalny do szóstej potęgi odległości międzyjądrowych. Zatem wyznaczając jego wartość dla wybranego ciała stałego jesteśmy w stanie uzyskać informacje o dystansie między atomami, czyli poznać strukturę wewnętrzną testowanego związku. Ponadto skokowa zmiana drugiego momentu może odzwierciedlać zajście strukturalnego przejścia fazowego.

Dwuwymiarowa spektroskopia NMR

Doświadczenia z wykorzystaniem spektroskopii magnetycznego rezonansu jądrowego, w których otrzymuje się widma dwuwymiarowe, pozwalają uzyskać cenne informacje o wzajemnych interakcjach jednego bądź kilku rodzajów jąder obecnych w pojedynczej makrocząsteczce bądź zawartych w różnych molekułach w badanym roztworze. Przykładowo, na podstawie sygnałów NMR od białek można badać odpowiedzialne za poszerzenie linii rezonansowej oddziaływania dipolowe (występujące pomiędzy dwoma dipolami magnetycznymi) a także oddziaływania wymienne. Te ostatnie zachodzą za pośrednictwem wiązań chemicznych cząsteczki i znajdują odzwierciedlenie w występowaniu multipletu, czyli rozszczepionych linii.

Warto dodać, iż dwuwymiarowa spektroskopia NMR została zaproponowana przez belgijskiego fizyko-chemika Jeana Jeenera w 1971 r. Technika ma charakter impulsowy, a eksperyment podzielony jest na cztery etapy. W pierwszym z nich następuje wyprowadzenie jąder ze stanu równowagi termodynamicznej, np. poprzez zastosowanie pojedynczego nieselektywnego impulsu π/2. Wzbudza on spiny i sprawia, że zaczynają precesję.

W kolejnym etapie mamy do czynienia z ewolucją układu spinowego pod wpływem oddziaływań wewnątrz- i międzycząsteczkowych. Warto uzmysłowić sobie, iż ze względu na krótkotrwałość tej fazy nie dochodzi w niej do pełnej relaksacji układu. W kolejnej części doświadczenia, nazywanej etapem mieszania, rejestruje się korelacje pomiędzy różnymi jądrami atomowymi. W ostatniej, czwartej fazie następuje detekcja sygnału swobodnej precesji. Jest on zależny od dwóch czasów: ewolucji t_1 oraz detekcji t_2. Sygnał $F(t_1, t_2)$, będący funkcją dwóch zmiennych, może zostać przeniesiony z domeny czasu w domenę częstości $W(\omega_1, \omega_2)$ dzięki zastosowaniu dwuwymiarowej transformacji Fouriera[12]:

$$W(\omega_1,\omega_2) = \iint F(t_1,t_2)\exp(-i\omega_1 t_1)\exp(-i\omega_2 t_2)\,dt_1 dt_2$$

Widmo dwuwymiarowe $W(\omega_1, \omega_2)$, przedstawione na wykresie konturowym, składa się z pików rezonansowych leżących na przekątnej i odpowiadających widmu jednowymiarowemu (linie od niesprzężonych protonów) oraz pików bocznych, które położone są po obu stronach diagonali i opisują korelacje między oddziałującymi jądrami.

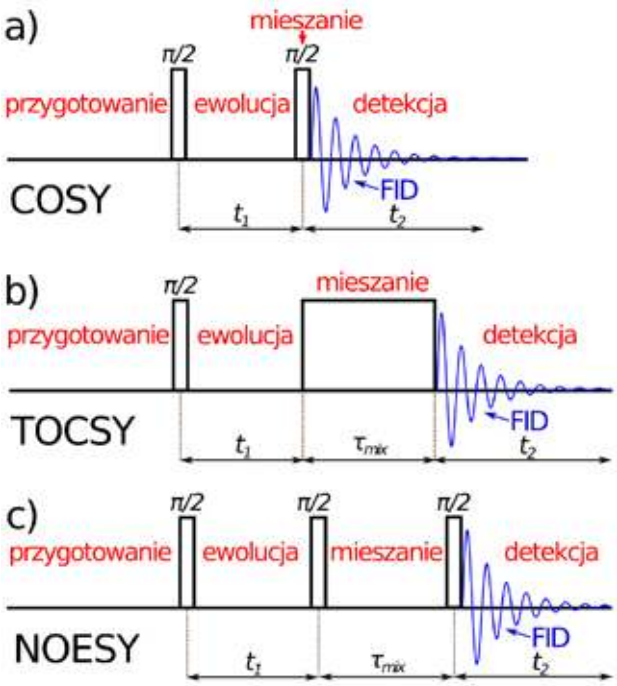
Częstości prezentowane na osi ω_1 charakteryzują linie wywodzące się od protonów sprzężonych oddziaływaniem wymiennym, a częstości odłożone na osi ω_2 związane są z sygnałami, na jakich uwidaczniają się efekty występowania oddziaływania dipolowego. Mamy zatem korelacje częstości precesji spinów w czasie ewolucji i detekcji.

W dwuwymiarowej spektroskopii NMR wyróżniamy kilka podstawowych typów doświadczeń, które cechują się odmiennym sposobem wzbudzania próbek oraz rodzajem uzyskiwanych danych. Warto przyjrzeć się im nieco bliżej. Najbardziej znany, a zarazem niezwykle użyteczny wciąż pozostaje eksperyment COSY (od ang. Correlation Spectroscopy). Wykorzystuje on sekwencję przedstawioną na rys. 6a. Wyróżniamy etap przygotowania[13] zakończony impulsem π/2 oraz następujący po nim czas ewolucji t_1,

[11] John Hasbrouck van Vleck był amerykańskim fizykiem, laureatem Nagrody Nobla w 1977 r. za „fundamentalne badania teoretyczne struktury elektronowej układów magnetycznych i nieuporządkowanych".

[12] Więcej o transformacji Fouriera dowiedzieć się można z artykułu: T. Kubiak, Sygnały i obrazy, czyli fizyka w przetwarzaniu i analizie danych biomedycznych, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 3 (2020), s. 4-12.

[13] Przed podaniem pierwszego impulsu π/2 spiny uzyskują równowagę termodynamiczną w zewnętrznym polu B_0.



Rys. 6. Sekwencje impulsowe dla najpopularniejszych eksperymentów dwuwymiarowej spektroskopii jądrowego rezonansu magnetycznego: a) COSY, b) TOCSY oraz c) NOESY.

w którym nie podaje się żadnych radioimpulsów.Następnie mamy etap mieszania, pokrywający się z czasem drugiego impulsu π/2 i poprzedzający detekcję sygnału, próbkowanego w czasie t_2. Warto dodać, że oba π/2 są nieselektywne (tzn. w taki sam sposób oddziałują na badane jądra) oraz trwają o wiele krócej niż czasy t_1 i t_2.

Pełne widmo dwuwymiarowe uzyskuje się po wykonaniu wielu eksperymentów dla różnych wartości t_1. Analiza wyników pozwala wyznaczyć stałe sprzężenia spin-spin pomiędzy sąsiadującymi jądrami. ^1H – ^1H COSY uwidacznia korelacje między protonami, np. dotyczące oddziaływań jąder wodoru z łańcucha szkieletowego białka. Oczywiście widma można zarejestrować także dla innych aktywnych magnetycznie oraz stabilnych izotopów, np. ^{19}F czy ^{31}P, a sam eksperyment COSY posiada wiele odmian, różniących się nieco sekwencją impulsową.

Eksperyment TOCSY (od ang. Total Correlation Spectroscopy) umożliwia zbadanie sprzężeń pomiędzy wszystkimi spinami obecnymi w układzie, czyli nawet dla atomów oddalonych o większą liczbę wiązań kowalencyjnych. Jest to przydatne m.in. podczas identyfikacji protonów w pierścieniach cukrowych lub w aminokwasach. Analizując zaprezentowaną na rys. 6b) sekwencję TOCSY, należy zwrócić uwagę, iż w jej przypadku etap mieszania jest dłuższy (np. dla białek może wynosić ≈ 70 ms) i przez cały jego czas próbka pozostaje pod działaniem silnego pola B_1, będącego złożeniem szeregu impulsów π/2 i π.

Z punktu widzenia biofizyki oraz badania struktury białek niezwykle istotna jest technika NOESY (od ang. Nuclear Overhauser Effect Spectroscopy), gdyż pozwala ona wyznaczyć odległości międzyatomowe. Jak sama nazwa wskazuje metoda ta wykorzystuje jądrowy efekt Overhausera. Sekwencja pomiarowa (rys.6c) złożona jest z trzech impulsów π/2. Pierwszy z nich wzbudza spiny, kończąc etap przygotowania. Pomiędzy drugim a trzecim impulsem π/2 zachodzi etap mieszania, stanowiący interwał czasowy o długości τ_{mix} = 20-400 ms. Amplituda rejestrowanych w eksperymencie pików odzwierciedla procesy cross-relaksacyjne wywoływane oddziaływaniami dipolowymi. Analiza wyników dostarcza więc informacji o sąsiadujących jądrach, które są sprzężone właśnie tym oddziaływaniem. Odległość r pomiędzy dwoma, biorącymi udział w rezonansie jądrami wyznaczana jest na podstawie pomiaru wzrostu intensywności I_b bocznego piku obserwowanego przy wydłużaniu czasu mieszania τ_{mix}:

$$I_b \approx \frac{\tau_c}{r^6}\tau_{mix}$$

Eksperyment powtarza się zatem dla kilku wartości τ_{mix}. Występujący we wzorze czas korelacji τ_c, dla białek jest najczęściej stosunkowo długi. Można go ustalić na podstawie znanych wcześniej odległości między jądrami przy założeniu, że nie rożni się dla wszystkich reszt aminokwasowych.

Obecnie w laboratoriach fizycznych w celu zdobycia jak najszerszej informacji o układach molekularnych stosuje się szeroką gamę eksperymentów spektroskopii dwuwymiarowej. Oznacza się je odpowiednimi skrótowcami. Nie ma oczywiście sensu ich wszystkich wymieniać, warto jednak uświadomić sobie, iż nazwy poszczególnych technik mogą pochodzić zarówno od zjawisk fizycznych takich jak jądrowy efekt Overhausera (w przypadku NOESY), jak i otrzymywanych informacji np. korelacji między jądrami (jak w COSY).

Tomografia magnetyczno-rezonansowa

Bez wątpienia niemal każdy z czytelników spotkał w swoim życiu osobę, która została skierowana przez lekarza na „rezonans magnetyczny". Ta potoczna nazwa odnosi się do metody diagnostycznej, bazującej na zjawisku NMR. Warto przypomnieć, iż tomografii magnetyczno-rezonansowej, wykorzystywanej w medycynie do uzyskiwania szczegółowych obrazów ciała człowieka, w tym także tkanek miękkich, poświęcono osobny tekst w „Fizyce w Szkole".[14]

Podstawy naukowe oraz rozwiązania techniczne aparatu MRI (od ang. Magnetic Resonance Imaging) przedstawili już w latach 70-tych XX w. amerykański chemik Paul Lauterbur oraz angielski fizyk Peter Mansfield (późniejsi laureaci Nagrody Nobla w dziedzinie fizjologii lub medycyny z 2003 roku). Możliwość rozpoznania na obrazie konkretnych struktur anatomicznych zawdzięczamy sygnałom od jąder wodoru, które pochodzą zarówno z cząsteczek H_2O zawartych w uwodnionych w różnym stopniu tkankach, jak i z trójglicerydów, wchodzących w skład tkanki tłuszczowej.

Oprócz gęstości protonów czynnikami różnicującymi poszczególne tkanki są także czasy relaksacji. Przy

[14] T. Kubiak, Od protonów do diagnostyki, czyli obrazowanie metodą rezonansu magnetycznego, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 4 (2017), s. 4-9.

eprasa.pl 0f0379b44b

B_0 = 1T czas T_1, mierzony dla protonów w ciele człowieka, zawiera się w zakresie 240 – 2500 ms, z kolei T_2 wynosi 40-300 ms.[15] Należy jednak zaznaczyć, że wartości te mogą się zmieniać w przypadku tkanek objętych procesem chorobowym, np. nowotworem. Badania naukowe pokazały również, że czasy T_1, zmierzone dla zdrowych tkanek w temp. 37°C, znacząco wydłużały się wraz ze zwiększaniem natężenia pola magnetycznego. Przykładowo, T_1 dla wątroby w polu B_0 = 1,5 T wynosił ≈ 576 ms, a w B_0 = 3T już ≈ 812 ms.[16]

Co ciekawe, eksperymenty nie ujawniły podobnej reguły dla czasów relaksacji T_2. Warto dodać, iż w diagnostyce metodą MRI w celu lepszego różnicowania struktur anatomicznych, stosunkowo często wykorzystuje się środki kontrastowe, które, gromadząc się w określonych tkankach, zmieniają ich czasy relaksacji. Chociaż wciąż największą popularnością cieszą się podawane dożylnie paramagnetyczne związki gadolinu, które skracają T_1, co przekłada się na lokalne zwiększenie jasności obrazu (pozytywny środek kontrastowy), do użycia dopuszczone są też substancje zawierające superparamagnetyczne nanocząstki tlenku żelaza.[17] Te ostatnie skracają czas relaksacji poprzecznej T_2, są więc środkami negatywnymi, a widoczny efekt ich działania stanowi zacienienie fragmentu obrazu.

Cylindryczne skanery MRI, używane do rutynowej diagnostyki w placówkach służby zdrowia, wykorzystują pola magnetyczne o indukcji 1,5 T albo 3 T. Do niestandardowych procedur oraz badań naukowych służą natomiast wysokopolowe aparaty 7 T, które oferują znacznie wyższą rozdzielczość obrazowania. Generalnie silniejsze pole magnetyczne pozwala uzyskać lepszy stosunek sygnału do szumu oraz większą szybkość skanowania.

Ta ostatnia kwestia jest o tyle istotna, że badanie może trwać nawet kilkadziesiąt minut a pacjent przez cały czas powinien leżeć nieruchomo wewnątrz urządzenia. Nie jest to dla niego przyjemne, nie tylko ze względu na duży hałas (minimalizowany przez nauszniki ochronne bądź zatyczki do uszów)[18], lecz również przez uczucie przebywania w tunelu.[19] Średnica otworu gantry wynosi bowiem tylko 60-70 cm a długość urządzenia to 130 cm – 270 cm.

Pojemna obudowa aparatu MRI kryje przede wszystkim zestawy cewek. W wypełnionym ciekłym helem (–270°C) kriostacie umieszczone są wykonane ze stopu niobu z tytanem (NbTi) magnesy nadprzewodzące, generujące pole B_0 o wysokiej jednorodności przestrzennej oraz czasowej. Warto przypomnieć, że B_0 skierowane jest wzdłuż osi z, czyli równolegle do stołu, na którym leży pacjent. Współosiowo, ale na zewnętrz od cewek głównych elektromagnesu umiejscowione są natomiast uzwojenia odpowiedzialne za aktywne ekranowanie magnetyczne. Minimalizacja pola na zewnątrz skanera ma znaczenie, jeśli w pobliżu znajdują się wrażliwe na zakłócenia magnetyczne urządzenia elektroniczne, aparatura medyczna lub przebywają osoby z rozrusznikami serca. Trzy zestawy cewek gradientowych pozwalają z kolei modyfikować główne pole magnetyczne B_0 w kierunkach x, y i z.

Zastosowanie liniowych gradientów (30-80 mT/m) sprawia, że poszczególne momenty magnetyczne jąder znajdują się w odmiennym polu magnetycznym a tym samym charakteryzują się różną częstością precesji. Umożliwia to przestrzenną lokalizację sygnałów NMR i przypisanie ich do konkretnych wokseli, czyli elementów objętościowych. Do obrazowania poszczególnych części ciała niezbędne są jeszcze specjalne cewki nadawczo-odbiorcze RF (ang. radiofrequency coils), które generują radio-impulsy B_1 oraz rejestrują odpowiedź z wzbudzonych warstw.

Po umieszczeniu pacjenta na stole diagnosta wybiera odpowiedni zestaw cewek RF, umieszcza je tak, aby otaczały bądź przylegały do badanego miejsca, np. głowy, kończyny czy kręgosłupa. Wyróżniamy cewki powierzchniowe, macierzowe bądź objętościowe. Te ostatnie mają zazwyczaj cylindryczny kształt. Sygnał od protonów z wybranego obszaru anatomicznego zbierany jest w wielu kanałach, zazwyczaj 12-128, przy czym większa ich liczba skraca czas badania. Oczywiście sama procedura akwizycji obrazów i rekonstrukcji warstw tomograficznych, czyli dwuwymiarowych przekrojów poprzecznych ciała jest stosunkowo skomplikowana. Wykorzystywane mogą być metody Fourierowskie czy echa planarnego. Osoby zainteresowane poznaniem szczegółów odsyłam do pozycji książkowych wskazanych w bibliografii.

Wszystkich czytelników zachęcam natomiast, aby spojrzeć na rys. 7. Przedstawia on szczegółowe obrazy anatomiczne uzyskane metodą tomografii magnetyczno- rezonansowej. Już na pierwszy rzut oka widać, że pokazane przekroje wykonane w płaszczyźnie strzałkowej doskonale ukazują zarówno struktury kostne jak i tkanki miękkie. Na szczególną uwagę zasługuje fakt, że MRI stwarza najlepsze możliwości badania anatomii mózgu, bezapelacyjnie wygrywając w tym zakresie z tomografią rentgenowską, która pozostaje w pewnym stopniu fizycznie ograniczona przez dużą absorpcję promieniowania X przez kości czaszki.[20] Warto również wspomnieć, że zastosowania wciąż rozwijanej tomografii magnetyczno-rezonansowej nie ograniczają

---

15 Dane na podstawie: M. Lakrimi, i inni, The principles and evolution of magnetic resonance imaging, Journal of Physics: Conference Series 286 (2011) 012016.

16 Wartości czasów relaksacji zmierzone dla pól 1,5T oraz 3T dla różnych rodzajów tkanek można znaleźć w pracy G. J. Stanisz i inni, T1, T2 Relaxation and Magnetization Transfer in Tissue at 3T, Magnetic Resonance in Medicine 54, (2005), 507–512.

17 Więcej informacji o zastosowaniach nanocząstek tlenku żelaza czytelnicy znajdą w tekście: T. Kubiak, Od nanocząstek do mikrokapsułek, czyli fizyczne rewolucje w medycynie, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 6 (2018), s. 4-8.

18 O szkodliwości hałasu i sposobach minimalizowania jego wpływu na organizm przeczytać można w artykule: T. Kubiak, Biofizyka zmysłu słuchu i ochrona przed hałasem, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 2 (2021), s. 4-10.

19 Jednym z przeciwwskazań do badania MRI jest klaustrofobia.

20 Tomografii wykorzystującej promienie X poświęcono artykuł: T. Kubiak, Tomografia komputerowa, Fizyka w Szkole nr 1 (2014), s. 7- 10.

eprasa.pl 0f0379b44b

Rys. 7. Obrazy MRI przedstawiające: a) głowę; b) kręgosłup szyjny; c) staw ramienny prawy; d) kręgosłup lędźwiowy (wszystkie w płaszczyźnie strzałkowej).

się tylko do szczegółowej wizualizacji szczegółów anatomii człowieka. We współczesnej neuronauce ogromne znaczenie mają bowiem badania czynnościowe, wykorzystujące techniki tzw. funkcjonalnego rezonansu magnetycznego (fMRI).

MRI w badaniach materiałowych

Chociaż obrazowanie metodą rezonansu magnetycznego kojarzy się przede wszystkim z diagnostyką medyczną, jest coraz powszechniej wykorzystywane w badaniach materiałowych. Zastosowanie gradientów pola magnetycznego umożliwia określenie rozkładu czasów relaksacji w próbce i uzyskanie jej przekrojów w różnych płaszczyznach. Jako przykład prostego eksperymentu, który znakomicie wykorzystuje potencjał techniki MRI, można podać badanie dynamiki wnikania wody do próbek różnych hydrofilowych kompozytów polimerowych, np. domieszkowanych hydrożeli. Odpowiedni dobór płaszczyzny wykonania skanów pozwala dokładnie zwymiarować rdzeń takiego, ulegającego hydratacji polimeru. Analiza wyników pomiarów, przeprowadzonych w ustalonych interwałach czasowych Δt, umożliwia określenie dynamiki przesuwania się frontu cieczy, a zatem średniokwadratowego przesunięcia $\langle z^2 \rangle$ jej cząsteczek, co z kolei pozwala wyznaczyć współczynniki dyfuzji translacyjnej D cząsteczek H_2O w testowanym materiale. Przydatny okazuje się tu wzór Einsteina – Smoluchowskiego:

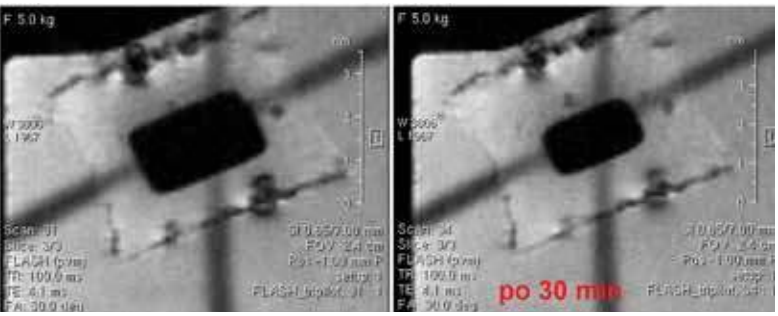
$$\left\langle z^2 \right\rangle = 2D\Delta t$$

Skany przedstawione na rys. 8 ukazują pęcznienie kostki kompozytu polimerowego na skutek zwiększania się objętości warstwy żelowej otaczającej jego rdzeń. Widać, że wymiary rdzenia (czarny obszar) wyraźnie maleją z czasem. Uzyskanie takich obrazów możliwe było dzięki zastosowaniu spektrometru NMR 400 MHz z magnesem nadprzewodzącym wytwarzającym pole B = 9,4 T oraz cewek gradientowych do mikroobrazowania. Dociekliwi czytelnicy na pewno zadadzą jeszcze pytanie, jaka sekwencja impulsowa znajduje zastosowanie w takim przypadku? Okazuje się, że odpowiednia jest standardowa sekwencja FLASH (ang. Fast Low Angle Shot), umożliwiająca pozyskanie obrazów T_1/T_2 ważonych.

Wykorzystanie magnetycznego rezonansu jądrowego do obrazowania nie ogranicza się tylko do biofizyki i badania materiałów funkcjonalnych. Ta nieniszcząca technika okazuje się bowiem przydatna także m.in. w budownictwie czy geologii. Oczywiście szczególne zastosowanie ma w przypadku charakteryzowania materiałów porowatych. Pozwala wizualizować ich mikrostrukturę, ustalać rozmieszczenie, kształt, wielkość oraz połączenia porów. Co ciekawe, rozdzielczość przestrzenna takiego obrazowania może wynosić nawet 17,6 μm.

Poznanie struktury porów a także ustalanie dynamiki przepływu cieczy w próbkach materiałów konstrukcyjnych takich, jak beton czy cegły, przyczynia się do lepszego określenia ich właściwości, np. izolacyjności, wytrzymałości, trwałości czy podatności na działanie wilgoci.

Z kolei w przypadku analiz geologicznych badać można m.in. przepuszczalność skał, np. piaskowców czy wapieni. Należy spodziewać, iż MRI jako wciąż rozwijana technika, na pewno znajdować będzie coraz szersze spektrum zastosowań, nie tylko w medycynie i sektorze nauki, ale również w szeroko pojętym przemyśle.



Rys. 8. Zarejestrowane w odstępie 30 min obrazy MRI ukazujące zmniejszanie się wymiarów rdzenia kompozytu polimerowego na skutek pęcznienia otaczającej go warstwy żelowej, która nasyca się wodą.

Literatura:

[1] J. Stankowski, W. Hilczer, Wstęp do spektroskopii rezonansów magnetycznych, PWN, Warszawa, 2005, s. 11-29 i 62-87.
[2] Y. Chen, MRI Applications and Research in Materials Science 1(5), (2024), 1-6.
[3] J. Stankowski, W. Hilczer, Pierwszy krok ku radiospektroskopii rezonansów magnetycznych, OWN, Poznań, 1994, s. 7-53.
[4] G. Ślósarek, Analiza strukturalna białek za pomocą spektroskopii NMR, Wydawnictwo Naukowe UAM, Poznań 1997, s. 13-33.
[5] J. W. Hennel, J. Klinowski, Podstawy magnetycznego rezonansu jądrowego, Wydawnictwo Naukowe UAM, Poznań 2000, s.117-148; 178-189.
[6] A. Pajzderska i inni, 1H NMR study of rehydration/dehydration and water mobility in β-cyclodextrin, Carbohydrate Research 346(5), 2011, 659-663.
[7] B. Gruber i inni, RF Coils: A practical guide for nonphysicists, Journal of Magnetic Resonance Imaging 48(3), 2018, 590-604.
[8] N. Kuźnik, M. Wyskocka, Środki kontrastowe do obrazowania magnetyczno-rezonasowego na przykładzie związków kompleksowych żelaza, Wiadomości chemiczne, 67, 2013, 665-694.
[9] W.S. Price, Pulsed-Field Gradient Nuclear Magnetic Resonance as a Tool for Studying Translational Diffusion: Part II. Experimental Aspects, Concepts in Magnetic Resonance 10(4) 1998, 197-237.

epraso.pl 6f03739b44b

Odkrycia w praktyce!

- ✔ Jak i dlaczego działa GPS?
- ✔ Jak wykorzystuje się niezwykłe właściwości nanocząstek?
- ✔ Jak się numerycznie prognozuje pogodę?
- ✔ Jak z kwiatów czerpać energię elektryczną?
- ✔ Jak się bada ludzki mózg?
- ✔ Jak fizycy leczą raka?

Wydanie specjalne
w wersji elektronicznej
(plik PDF)
Tylko 15 zł!

Szczegóły i formularz zamówienia na www.aspress.com.pl/wydania-specjalne/

eprasa.pl 0f0379b44b

Foto – Dreamstime

Od światłolecznictwa do elektroterapii

Podstawy wybranych metod fizykoterapii

Czynniki fizyczne występujące w środowisku człowieka od wieków próbowano wykorzystywać w celach leczniczych. To właśnie metody przyrodolecznictwa dały początek wielu działom dzisiejszej fizjoterapii, jak fototerapia, laseroterapia czy elektroterapia.

Tomasz Kubiak

Wprawdzie bodźce pochodzące z naturalnego otoczenia (np. światło słoneczne) współcześnie w dużej mierze zastąpione zostały przez różne formy energii dostarczanej przez specjalistyczne urządzenia terapeutyczne, cel pozostaje analogiczny, tzn. wywołanie określonych reakcji fizjologicznych mających korzystnie wpłynąć na stan zdrowia pacjenta. Złożona reakcja na bodziec fizyczny fachowo nazywana jest odczynem. Może on mieć charakter miejscowy (obejmować jedynie obszar wystawiony na działanie zastosowanego czynnika), ogólny (dotyczyć całego ciała) albo oddalony (wystąpić w znacznej odległości od miejsca ekspozycji).

Nietrudno domyślić się, że reakcja organizmu zależeć będzie nie tylko od właściwości samego bodźca (rodzaju, przenoszonej energii, czasu oddziaływania, powierzchni, na jaką działa itp.), ale również od fizjologicznych właściwości tkanek (np. ich pobudliwości, grubości czy ukrwienia) oraz indywidualnych cech osobniczych (np. wieku, płci czy stanu zdrowia). Dla przykładu małe dzieci silniej reagują na bodźce termiczne niż dorośli a kobiety inaczej niż mężczyźni. Przedstawicielki płci pięknej zazwyczaj posiadają bowiem mniejszą masę ciała, ale większą średnią procentową zawartość tkanki tłuszczowej.

Dodatkowo należy pamiętać, że reakcja na pojedynczy bodziec będzie inna w porównaniu z jego seryjnym działaniem. W pierwszym przypadku mamy bowiem do czynienia z czynnikiem chwilowo zakłócającym homeostazę (stan równowagi organizmu), a w drugim z powtarzalnymi reakcjami przyczyniającymi się do powstania odległych zmian adaptacyjnych. Aby zatem uzyskać pożądany efekt terapeutyczny, zabiegi trzeba odpowiednio zaplanować i wykonywać systematycznie.

Fizjoterapia w swoim szerokim znaczeniu obejmuje zarówno fizykoterapię jak i kinezyterapię (leczenie przy pomocy ruchu) oraz masaż leczniczy. Niniejszy artykuł poświęcony będzie jedynie wybranym działom fizykoterapii, z którą możemy spotkać się nie tylko w przypadku rehabilitacji po przebytych urazach, ale coraz częściej również w trakcie leczenia wielu chorób.

Niestety, pomimo że fizykoterapia opiera się na stosunkowo skomplikowanej wiedzy fizycznej, na polskich uczelniach w programach studiów dla kierunku fizjoterapia

eprasa.pl 0f0379b44b

nauczaniu biofizyki poświęca się zaledwie kilkanaście godzin. Dlatego niezwykle ważne jest, aby osoby planujące kształcić się a potem wykonywać zawód fizjoterapeuty we własnym zakresie poszerzały wiedzę z zakresu fizyki i śledziły najnowsze osiągnięcia naukowe. Nikt nie chciałby bowiem, aby np. zabieg elektroterapii z jego udziałem wykonywał terapeuta nie posiadający elementarnej wiedzy z zakresu elektryczności a jedynie wykonujący mechanicznie czynności obsługi sprzętu według wcześniej wyuczonego z instrukcji obsługi algorytmu. Podstawy naukowe różnorodnych technik stosowanych w fizykoterapii są na tyle ciekawe, że warto w skrócie przedstawić je szerokiemu gronu odbiorców, młodzieży, nauczycielom a także wszystkim zainteresowanym czytelnikom „Fizyki w Szkole".

Światłolecznictwo

Zgłębianie tajników fizykoterapii zacznijmy od światłolecznictwa. Jego najdawniejszą formą, znaną już w starożytności, była helioterapia, czyli wykorzystywanie pozytywnego wpływu światła słonecznego na nasze zdrowie i samopoczucie. Za twórcę nowoczesnej fototerapii uznawany jest duński lekarz Niels Ryberg Finsen, laureat Nagrody Nobla w dziedzinie fizjologii lub medycyny w 1903 roku. Użył on promieniowanie podczerwone do leczenia blizn po ospie a światło ultrafioletowe do walki z gruźlicą skóry.

Współcześnie w światłolecznictwie stosuje się właśnie promieniowanie elektromagnetyczne z zakresu nadfioletu (200-380 nm), światła widzialnego (380-780 nm) oraz podczerwieni (780-15000 nm). Warto wspomnieć, że odczyny wywoływane przez nie w ciele pacjenta zależą od ilości pochłoniętej energii, co wiąże się z prawem Grotthussa-Drapera.[1] Istotna jest zatem absorpcja światła w tkankach, a nie jego odbicie czy rozproszenie.

Za wskazanie do terapii światłem widzialnym, emitowanym przez źródła sztuczne (lampy), uznaje się m.in. konieczność zrównoważenia jego niedoborów w czasie jesienno-zimowym, co polepsza samopoczucie i zmniejsza ryzyko depresji. Optymalny czas zabiegu wynosi zazwyczaj od 30 minut do 2 godzin w zależności od stosowanego natężenia oświetlenia, zawierającego się dla różnych urządzeń w przedziale 2,5 – 10 tys. luksów. Niekiedy z widma światła widzialnego, za pomocą nakładanych na lampę filtrów, celowo wybiera się tylko określone zakresy długości fali. Mówimy wówczas o chromoterapii. Chociaż nie jest ona jeszcze podbudowana rzetelną wiedzą fizyczną, to jej zwolennicy odwołują się do aspektów psychologicznych.

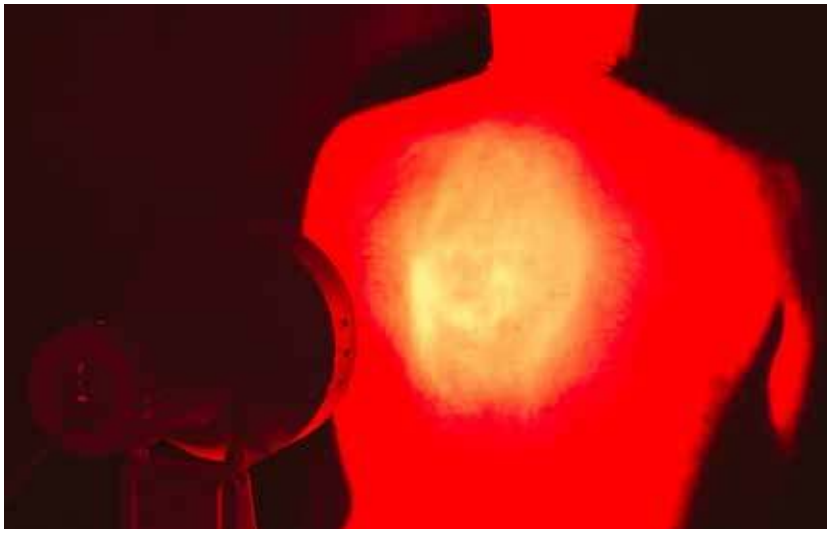
Powszechnie wiadom, że np. barwa czerwona działa na nas pobudzająco, mobilizuje do działania, w przeciwieństwie do koloru niebieskiego, który nas wycisza i uspokaja. Warto dodać, że światło widzialne ma zdolność do wnikania do tkanki podskórnej, podobnie jak krótkofalowe promieniowanie podczerwone (780-1200 nm). Trzeba jednak pamiętać, że zdolność podczerwieni do przenikania w głąb ciała maleje wraz ze wzrostem długości fali.

Promieniowanie podczerwone jest często stosowane w fizykoterapii, gdyż posiada zdolność do zwiększania temperatury ciała i wywołuje reakcje, które wynikają z dążenia organizmu do utrzymania homeostazy cieplnej. Oczywiście stopień przegrzania tkanek zależy od ich pojemności cieplnej, związanej bezpośrednio z zawartością wody.

Dostrzegalnym wizualnie efektem zabiegu jest odczyn miejscowy w postaci rumienia cieplnego, czyli zanikającego powoli po zakończeniu ekspozycji nierównomiernego zaczerwienienia skóry. Ma to związek z rozszerzeniem naczyń włosowatych skóry i tkanki podskórnej a zatem reakcją naczyniową, będącą właśnie podstawowym efektem biologicznym działania promieniowania podczerwonego. Poprawa ukrwienia niesie za sobą pozytywny efekt w postaci lepszego metabolizmu. Należy wspomnieć również o innych skutkach: pobudzeniu termoreceptorów,

[1] Prawo głoszące, że przemianę fotochemiczną wywołać może tylko światło zaabsorbowane przez układ, swą nazwą upamiętnia niemieckiego fizyko-chemika Theodora Grotthussa i amerykańskiego przyrodnika Johna Williama Drapera.

Fot. 1. Wersja statywowa lampy emitującej promieniowanie podczerwone.



Fototerapia. Foto – Dreamstime

eprasa.pl 0f0379b44b

Fot. 2. Diodowy laser biostymulacyjny używany w fizykoterapii.

Laseroterapia. Foto – Dreamstime

podniesieniu progu odczuwania bólu czy też reakcji autonomicznego układu nerwowego, skutkującej zmniejszeniem nadmiernego napięcia mięśni. Dlatego wskazania do stosowania promieniowania podczerwonego obejmują m.in. łagodzenie nerwobólów czy leczenie przewlekłych stanów zapalnych.

Podczas zabiegów trzeba oczywiście chronić oczy (minimalizując tym samym ryzyko tzw. zaćmy hutniczej) i uważać, aby nie doszło do oparzenia pacjenta. Do terapii wykorzystywane są przede wszystkim lampy statywowe (fot.1), emitujące zarówno podczerwień (≈90%) jak i światło widzialne (≈10%). Ich budowa zwykle nie jest skomplikowana a podstawowe elementy stanowią żarówka (o mocy 50-1500 W), tubus skupiający wiązkę oraz zestaw filtrów.

Warto wspomnieć, że istnieją również tzw. generatory nieświetlne, emitujące wyłącznie promieniowanie podczerwone. W tym przypadku wtórnym źródłem promieniowania może być obudowa z materiału żaroodpornego, wewnątrz której umieszczona jest nawinięta na ceramiczną szpulę spirala z drutu oporowego rozżarzana w wyniku przepływu prądu do temp. 500-900°C. Co ciekawe, w przeszłości produkowano w Polsce aparaty do światłolecznictwa, które pełniły rolę zarówno promienników podczerwieni jak i emiterów nadfioletu.

Promieniowanie ultrafioletowe czasami również wykorzystywane jest w fizykoterapii. Niektórych może to dziwić, gdyż ekspozycję na UV kojarzą przede wszystkim z negatywnym wpływem na organizm: generowaniem wolnych rodników, nowotworami skóry czy jej fotostarzeniem. Nie należy jednak zapominać o aspektach uznawanych za pozytywne, np. działaniu bakteriobójczym, zwiększaniu pigmentacji skóry (powstawaniu opalenizny) czy uczestniczeniu w procesie syntezy witaminy D_3, pozwalającej zapobiegać krzywicy.

Pod wpływem promieniowania ultrafioletowego zaabsorbowanego w tkankach zachodzą bowiem reakcje fotochemiczne. Przenikanie nadfioletu przez powłoki skórne uwarunkowane jest długością fali. UV A (320-380 nm) wnika na głębokość do 2 mm, czyli aż do skóry właściwej. Z kolei promieniowanie o najmniejszej wykorzystywanej w fototerapii długości ($\lambda \approx 200$ nm) pochłaniane jest w całości przez warstwę rogową naskórka. Widzialnym odczynem po ekspozycji jest tzw. rumień fotochemiczny, czyli zaczerwienienie wynikające z rozszerzenia naczyń włosowatych.

Nietrudno domyślić się, iż wrażliwość skóry na promieniowanie UV zależy od jej barwy (zawartości melanin). Dlatego długość trwania zabiegów dobiera się dla każdego pacjenta indywidualnie, po uprzednim ustaleniu czasu napromieniania, po jakim wystąpi u niego odczyn progowy (nieznaczne zaróżowienie skóry zanikające po około 12 h) przy ustalonej odległości od stosowanego źródła. Może nim być lampa kwarcowo-rtęciowa. Jej głównym elementem jest wypełniona gazem szlachetnym (rozrzedzonym argonem) rurka ze szkła kwarcowego, zawierająca dodatkowo krople rtęci.[2] Pomiędzy umieszczonymi na obydwu końcach rurki i podłączonymi do napięcia przemiennego elektrodami powstaje łuk elektryczny, będący źródłem promieniowania UV. Jego długość fali zależy m.in. od ciśnienia gazu wypełniającego palnik.

Aparaty do fototerapii różnią się oczywiście budową w zależności od przeznaczenia. Wskazaniami do wykonania naświetlań są m.in. profilaktyka krzywicy, leczenie trądziku pospolitego, przewlekłej egzemy czy trudno gojących się ran oraz owrzodzeń. Należy jednak pamiętać, że stosowanie nadfioletu zawsze wymaga szczególnej ostrożności, m.in. bezwzględnej ochrony oczu ze względu na szkodliwy wpływ na rogówkę, spojówkę a nawet soczewkę.[3]

Laseroterapia

Lasery znajdują szerokie zastosowanie w medycynie, nietrudno zatem domyślić się, że korzystają z nich także fizjoterapeuci. Dokładne omówienie zasady działania laserów medycznych to oczywiście temat na osobny artykuł. Warto przypomnieć jednak genezę samej nazwy, która stanowi akronim od angielskiego: Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (wzmocnienie światła

[2] Rtęć paruje, gdy temperatura wewnątrz rurki (czyli tzw. palnika) wzrasta na skutek wyładowań zachodzących w argonie.

[3] O budowie oka ludzkiego można przeczytać w artykule: T. Kubiak, Od biofizyki układu wzrokowego do złudzeń optycznych, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 6 (2019), s. 4-10.

eprasa.pl 0f0379b44b

przez wymuszoną emisję promieniowania). Czytelnikom znane są na pewno cechy promieniowania laserowego takie, jak: monochromatyczność, koherentność (spójność przestrzenna i czasowa), kierunkowość generacji i równoległość wiązki oraz duża powierzchniowa gęstość mocy.

W fizykoterapii do biostymulacji używa się laserów o niewielkiej, nieprzekraczającej 400 mW mocy. Emitowana wiązka nie wywiera zatem istotnego działania cieplnego (wzrost temp. tkanek nie przekracza 0,5°C) a jedynie bodźcowe. Podczas zabiegu około 40% światła padającego na powierzchnię skóry ulega odbiciu. Reszta wnika w ciało, przy czym całkowita głębokość penetracji zależy od długości fali. Wiązka doznaje strat na skutek rozproszenia i absorpcji tak, że energia dostarczana do kolejnych warstw tkanek maleje wykładniczo.[4]

Naświetlanie laserem odbywa się w sposób bezkontaktowy, gdy aplikator nie styka się bezpośrednio z tkanką bądź kontaktowy, gdy dotyka skóry. Drugi z wymienionych sposobów pozwala znacznie ograniczyć straty energii. Ponadto urządzenie może być dokładane tylko do określonych punktów na powierzchni skóry (tzw. napromienianie stabilne) bądź po niej przemieszczane (technika labilna). Samo urządzenie do terapii oprócz wspomnianego aplikatora (zawierającego diodę oraz układ optyczny) posiada również sterownik (część kontrolną i zasilającą).

Należy bowiem wspomnieć, że we współczesnej fizjoterapii wykorzystuje się przede wszystkim lasery półprzewodnikowe, bazujące na diodach z arsenku galu (GaAs), mogących emitować promieniowanie w zakresie 630-980 nm. Przykładowy diodowy laser biostymulacyjny, pracujący w trybie impulsowym i wysyłający falę o długości 905 nm, obrazuje fot.2. W przeszłości do biostymulacji wykorzystywano również lasery He-Ne, wytwarzające światło czerwone (λ = 632,8 nm).

Promieniowanie laserowe może wywoływać reakcje fotochemiczne, powodować zwiększenie syntezy kolagenu a nawet wpływać na przepuszczalność błon komórkowych. W literaturze wskazuje się na jego działanie przeciwzapalne, przeciwobrzękowe a nawet przeciwbólowe. Stąd wśród wskazań do laseroterapii wymienić można wspomaganie leczenia zwyrodnienia stawów, zapaleń okołostawowych, przeciążeń mięśni i ścięgien a także przyspieszanie gojenia się ran oraz regeneracji tkanek (w przypadku owrzodzeń, odleżyn, oparzeń, trądziku czy blizn).

Skuteczność terapii zależy oczywiście od wielu parametrów, m.in.: czasu ekspozycji, mocy wyjściowej lasera, wielkości napromienianego obszaru, a w przypadku laserów impulsowych także od częstotliwości, czasu trwania i mocy maksymalnej impulsów.

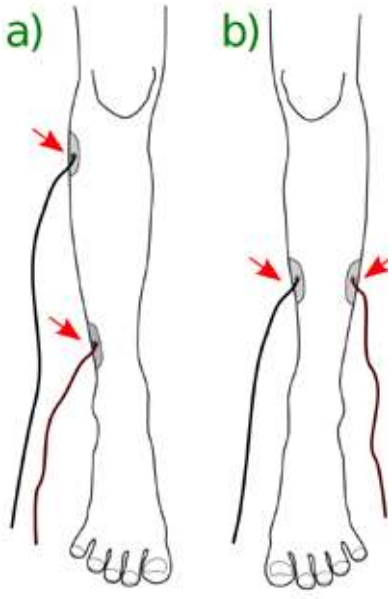
Elektroterapia

Temat dotyczący wykorzystania prądu elektrycznego do celów leczniczych i rehabilitacyjnych jest tak szeroki, że można by mu poświęcić osobny artykuł. Niemniej jednak, pisząc o fizjoterapii, wypada chociażby skrótowo wspomnieć o metodach stosowanych w elektrolecznictwie.

Zacznijmy od przybliżenia zabiegów przeprowadzanych z użyciem prądu stałego, którego kierunek przepływu oraz natężenie nie zmieniają się w czasie. W literaturze medycznej prąd taki nazywany jest galwanicznym. Wbrew skojarzeniom należy pamiętać, że współcześnie generują go specjalne aparaty terapeutyczne, a nie ogniwa. Określenie zabiegów z użyciem prądu stałego mianem galwanizacji ma natomiast upamiętniać włoskiego fizyka i fizjologa Luigi Galvaniego. W procedurze wykorzystywane są zazwyczaj dwie elektrody płaskie połączone z przeciwnymi biegunami źródła i przykładane w odpowiednie miejsca na skórze. Ich wielkość decyduje o gęstości przepływającego prądu a rozmieszczenie determinuje kierunek jego przepływu w stosunku do długiej osi ciała (rys.1).

Warto wspomnieć, że poprzeczne ułożenie elektrod sprawia, że płynący prąd napotyka większe opory związane z warstwowym ułożeniem tkanek. Przepływ podłużny ułatwiają natomiast m.in. naczynia wypełnione krwią bądź limfą. Generalnie tkanki oraz płyny ustrojowe mogą znacznie różnić się pod względem przewodnictwa elektrycznego. Przyczyną jest przede wszystkim ich niejednakowe uwodnienie oraz odmienna zawartość elektrolitów.[5]

Przykładowo warstwa rogowa naskórka (złożona z martwych komórek) oraz tkanka kostna posiadają duży opór właściwy. Z kolei krew, limfa czy płyn mózgowo rdzeniowy są dobrymi przewodnikami. Ciało człowieka w dużym uproszczeniu można zatem traktować jako zespół przewod-



Rys 1. Podczas elektroterapii elektrody na kończynie mogą być rozmieszczone a) podłużnie (wzdłuż osi długiej) albo b) poprzecznie (naprzeciw siebie).

Elektroterapia.
Foto – Dreamstime

[4] Za absorpcję światła laserowego, w zależności od stosowanej długości fali, odpowiadają m.in. cząsteczki wody, hemoglobina, melanina, porfiryny i inne fotoakceptory.

[5] O roli wody w organizmie ludzkim przeczytać można w artykule: T. Kubiak, Biofizyka a niezwykłe właściwości wody, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 4 (2021), s. 4-11.

eprasa.pl 0f0379b44b

ników jonowych oraz izolatorów. Z przepływem prądu stałego przez ciało związane są m.in. zjawiska:

- elektrochemiczne (związane z elektrolizą, zachodzącą podczas przepływu prądu przez wodne roztwory elektrolitów tkankowych);
- elektrokinetyczne (elektroforeza – ruch naładowanych cząsteczek fazy rozproszonej w nieruchomej fazie rozpraszającej oraz elektroosmoza – ruch fazy rozpraszającej pod wpływem pola elektrycznego);
- elektrotermiczne (generowanie ciepła pod wpływem przepływającego prądu).

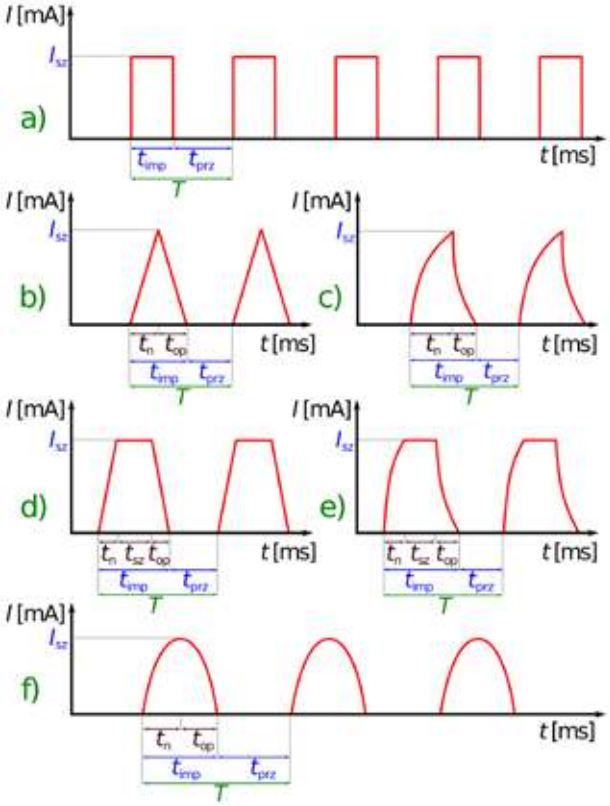
Generalnie prąd będzie dążył do przepływu drogami o najmniejszym oporze, czyli np. w przypadku skóry przy wykorzystaniu przewodów wyprowadzających pot.

Wracając do zabiegów z wykorzystaniem prądu stałego możemy wyróżnić galwanizację katodową (wykorzystywaną do pobudzania) i anodową (mającą wywoływać efekt przeciwbólowy).

Można zatem powiedzieć, że efekt terapeutyczny jest uzależniony od wyboru bieguna elektrody czynnej. Należy zaznaczyć, że elektroda nazywana czynną posiada mniejszą powierzchnię w porównaniu z elektrodą określaną jako bierna. Jeśli prąd elektryczny ma działać na kończynę górną, jedną z elektrod przykłada się zazwyczaj w okolicy barku, natomiast drugą na wewnętrzną powierzchnię dłoni. W przypadku kończyny dolnej elektrody umieszcza się odpowiednio w okolicy pośladka i na stopie.

Sporadycznie do terapii porażeń nerwu twarzowego oraz stymulacji nerwu trójdzielnego stosuje się tzw. elektrodę Bergoniego[6] w formie półmaski w parze z elektrodą bierną zakładaną na kark. Kryteriami doboru natężenia prądu stosowanego podczas galwanizacji są przede wszystkim powierzchnia elektrody czynnej, przewidywany czas trwania zabiegu oraz poziom tolerancji pacjenta (musi odczuwać lekkie mrowienie). Generalnie gęstości prądu pod elektrodami (gdzie pojawia się największy odczyn) zawierają się w zakresie 0,01 mA/cm^2 – 0,5 mA/cm^2. Czas pojedynczej sesji to z reguły 15-30 min.

Działanie biologiczne prądu stałego obejmuje wywoływanie zmian w przepuszczalności błon biologicznych, drażnienie receptorów czuciowych (powodujące hamowanie przepływu innych sygnałów bólowych) czy rozszerzenie naczyń krwionośnych (skutkujące zwiększeniem ukrwienia tkanek i ich lepszym odżywieniem). Galwanizację stosuje się zatem przede wszystkim w przypadku zespołów bólowych towarzyszących zwyrodnieniom kręgosłupa i stawów oraz zapaleniom nerwów. Dla zainteresowanych warto dodać, że do zabiegów elektroleczniczych z udziałem prądu stałego należą również kąpiele elektryczno-wodne (wykorzystujące dodatkowo działanie wody) oraz jonoforeza (pozwalająca wprowadzać leki o charakterze jonowym do tkanek).



Rys. 2. Kształty impulsów prądów niskiej częstotliwości: a) prostokątne; b) trójkątne; c) eksponencjalne; d) i e) trapezowe; f) powstałe przez jednopołówkowe prostowanie prądu sinusoidalnie zmiennego. Zaznaczono najważniejsze parametry impulsów.

Przepływ prądu stałego przez ciało nie wywołuje skurczów mięśni. Dlatego w celu przeprowadzenia elektrostymulacji nerwowo-mięśniowej wykorzystuje się prądy impulsowe. Są one zaliczane do prądów o niskiej częstotliwości, gdyż f zawiera się w przedziale 0,5–1000 Hz. W zależności od wskazań podawane są impulsy o różnym kształcie (rys. 2). Przebiegi prostokątne mają zastosowanie przy stymulacji mięśni osób długotrwale unieruchomionych, trójkątne (i eksponencjalne) pomagają przy niedowładach wiotkich mięśni, natomiast trapezowe wykorzystuje się w treningu mięśni szkieletowych. Impulsy można też formować poprzez jednopołówkowe prostowanie prądu sinusoidalnie zmiennego. Przykładowy aparat do elektroterapii przedstawia fot. 3.

Do biofizycznego opisu przepływu prądów zmiennych przez organizm często wykorzystuje się różnego rodzaju modele a właściwości elektryczne tkanek przedstawia na schematach, zawierających układy oporników i kondensatorów. Mamy zatem całkowitą impedancję ciała, na którą składają się opory rzeczywiste oraz pozorne związane z pojemnością (kapacytancje). Te ostatnie zależne są m.in. od częstotliwości stosowanego prądu oraz właściwości ośrodka. Rys. 3 przedstawia w sposób bardzo uproszczony drogę przepływu prądu pomiędzy dwoma elektrodami przez skórę

[6] Jean Alban Bergonié był profesorem w klinice elektryczności medycznej i fizyki biologicznej na Uniwersytecie w Bordeaux, czego dowiedzieć możemy się z nekrologu opublikowanego w czasopiśmie Nature (1925), 115, s. 93: https://www.nature.com/articles/115093b0 (dostęp 9.01.2022).

eprasa.pl 0f0379b44b

i tkanki głębokie. Warto zauważyć, że impedancja kontaktu Z_e, charakteryzująca miejsce styku elektrody ze skórą, może być zmniejszona, jeśli wprowadzi się tam elektrolit bądź żel przewodzący. W przypadku tkanek głębokich przy przepływie prądów o niskich częstotliwościach dominuje opór rzeczywisty R_s. Z kolei dla skóry, której model elektryczny jest skomplikowany, pojemność C_s odgrywa dużą rolę. Jest ona pojemnością równoważną równolegle i szeregowo połączonych kondensatorów, odzwierciedlających błony komórkowe naskórka.

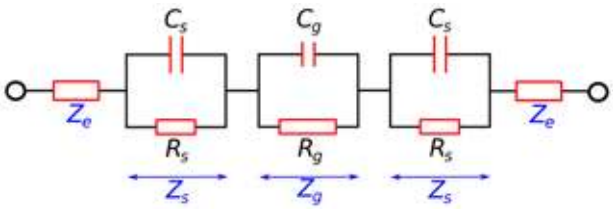
Należy pamiętać, że działanie biologiczne prądów impulsowych zależy od szeregu parametrów (patrz ponownie rys. 2), m.in. czasu, w jakim natężenie prądu narasta t_n, utrzymuje swą wartość szczytową t_{sz} oraz opada do zera t_{op}, co łącznie składa się na czas trwania pojedynczego impulsu[7] ($t_{imp} = t_n + t_{sz} + t_{op}$), wartości szczytowej natężenia impulsu I_{sz}, czasu przerwy pomiędzy impulsami t_{prz}, okresu $T = t_{imp} + t_{prz}$ i ewentualnej modulacji amplitudowej. Ta ostatnia może wiązać się ze stopniową zmianą amplitudy natężenia prądu w kolejnych impulsach tak, że ich seria posiada wyraźną obwiednię, np. sinusoidalną. Skurcz mięśnia wywołany w wyniku takiego pobudzania bardziej przypomina bowiem naturalny.

Warto wspomnieć jeszcze o dwóch odmiennych technikach (jedno i dwubiegunowej) przeprowadzania elektrostymulacji. Pierwsza z nich stosowana jest, gdy przewodnictwo nerwowo-mięśniowe jest prawidłowe lub nieznacznie zaburzone. Elektroda czynna (katoda) umieszczana jest wówczas w tzw. punkcie motorycznym nerwu albo mięśnia i posiada znacznie mniejszą powierzchnię od zlokalizowanej w pewnym oddaleniu płytkowej elektrody biernej.[8] Impulsami prostokątnymi można wówczas pobudzać mięśnie (np. w unieruchomionej w wyniku złamania kończynie), aby nie uległy zanikowi.

Druga metoda, przydatna w przypadku mięśni odnerwionych, bazuje na dwóch małych elektrodach (o jednakowych wymiarach) lokalizowanych w pobliżu przyczepów mięśni. Co ciekawe, mięśnie odnerwione mogą być wybiórczo pobudzane, gdyż w przeciwieństwie do zdrowych nie ulegają akomodacji i reagują skurczem na prąd o wolno narastającym natężeniu. Z takim mamy do czynienia w przypadku wspominanych wcześniej impulsów trójkątnych, które nadają się do terapii zarówno porażonych wiotko mięśni poprzecznie prążkowanych jak i nieprawidłowo funkcjonujących mięśni gładkich (pęcherza moczowego czy jelit).

W kontekście zastosowań terapeutycznych prądów impulsowych warto również wspomnieć o tzw. prądach diadynamicznych. Francuski dentysta Pierre Bernard wprowadził je po raz pierwszy do praktyki klinicznej w latach 50-tych XX w. i stwierdził, że wykazują złożone

Fot. 3. Urządzenie do elektroterapii z wykorzystaniem prądów impulsowych.



Rys. 3. Schemat drogi przepływu prądu przez ciało człowieka pomiędzy elektrodami umieszczonymi na skórze. Symbole oznaczają: Z_e – impedancja kontaktu (styku elektrody ze skórą), Z_s – impedancja skóry, R_s – rezystancja skóry, C_s – pojemność skóry, Z_g – impedancja tkanek głębokich, R_g – rezystancja zastępcza tkanek głębokich, C_g – pojemność równoważna tkanek głębokich.

działanie przeciwbólowe. Współcześnie znana jest również ich zdolność do rozszerzania naczyń krwionośnych (wywoływania przekrwienia), co wpływa oczywiście na poprawę metabolizmu tkankowego. Dlatego prądy te wykorzystywane są m.in. do leczenia obrzęków i zaburzeń ukrwienia obwodowego.

Warto doprecyzować, że pod nawą prądy diadynamiczne kryje się sześć odmiennych typów przebiegów, różniących się przede wszystkim częstotliwością, występowaniem przerw oraz sposobem modulacji. Przypisane im dwuliterowe symbole są skrótami od nazw francuskich. Efekt terapeutyczny może przynieść np. nałożenie jednopołówkowo wyprostowanego prądu sinusoidalnie zmiennego o częstotliwości 50 Hz na prąd stały o natężeniu 1-3 mA.

Przedział, w jakim zawiera się natężenie (stałe wraz nałożonym na nie zmiennym) wykorzystywane podczas zabiegów, odpowiada tzw. zakresowi czynnościowemu prądów diadynamicznych. Leży on pomiędzy progiem pobudliwości (wartością natężenia, dla której bodziec staje się odczuwalny) a progiem bólu (natężeniem wywołującym wrażenie bólowe). Podwyższenie progu odczuwania bólu jest właśnie podstawowym,

[7] Stosunek czasu trwania impulsu do okresu (timp/T) nazywany jest współczynnikiem wypełnienia.

[8] Punkt motoryczny nerwu to obszar na skórze, w jakim nerw ruchowy znajduje się najbliżej jej powierzchni, natomiast punkt motoryczny mięśnia koresponduje z miejscem, gdzie nerw wnika do mięśnia.

eprasa.pl 0f0379b44b

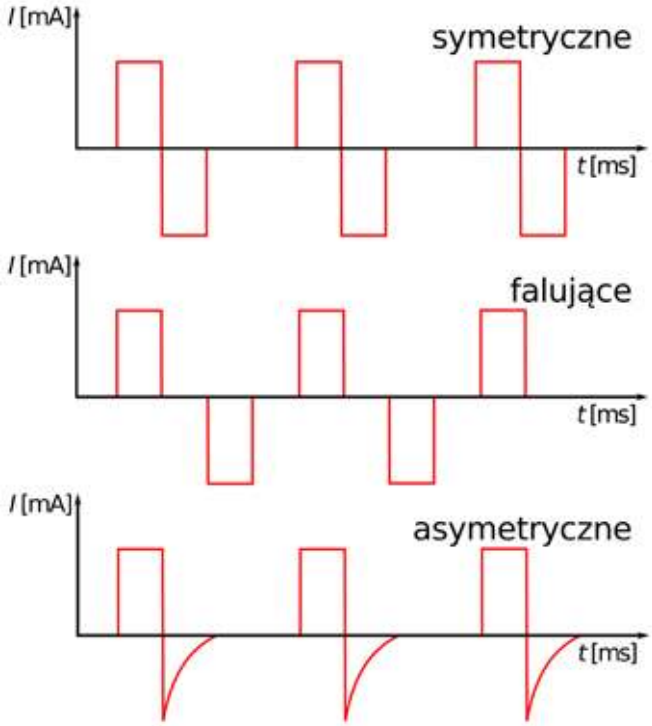
oczekiwanym skutkiem terapii. Do innych zaliczyć można wspomnianą już wcześniej reakcje naczyniową (wywołaną najprawdopodobniej stymulacją odpowiednich zakończeń nerwowych układu autonomicznego) oraz wywoływanie zmian w pobudliwości tkanki mięśniowej (w zależności od typu prądu diadynamicznego możemy mieć do czynienia z obniżeniem bądź wzmożeniem napięcia mięśni).

Popularnym zabiegiem we współczesnej fizykoterapii jest też przezskórna elektrostymulacja nerwów oznaczana zazwyczaj akronimem TENS (od ang. Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation). Stosuje się ją przede wszystkim w celu walki z bólem. Działanie metody wyjaśnia się w oparciu o bramkową teorię bólu opracowaną przez Ronalda Melzacka i Patricka Walla już w 1965 r.

Mówiąc w dużym skrócie i uproszczeniu, uważa się, że impulsy nerwowe, wygenerowane na skutek stymulacji prądem i przewodzone przez włókna czuciowe, docierają do mózgu szybciej niż sygnały związane z bólem przewlekłym, gdyż te ostatnie są blokowane w rogu tylnim rdzenia kręgowego ze względu na mniejszy priorytet.

W terapii używa się dwóch lub czterech elektrod powierzchniowych, które umieszczane są w określonych punktach, związanych najczęściej z przebiegiem nerwów lub miejscem odczuwania bólu. W zależności od rodzaju metody TENS podaje się impulsy dwukierunkowe o różnym kształcie, natężeniu szczytowym i czasie trwania. Mówimy o impulsach: symetrycznych (jeśli bezpośrednio po dodatnim następuje ujemny), falujących (gdy dodatnie i ujemne występują naprzemiennie) oraz asymetrycznych (jeśli dodatni prostokątny poprzedza ujemny ekspotencjalny). Ilustruje to rys 4.

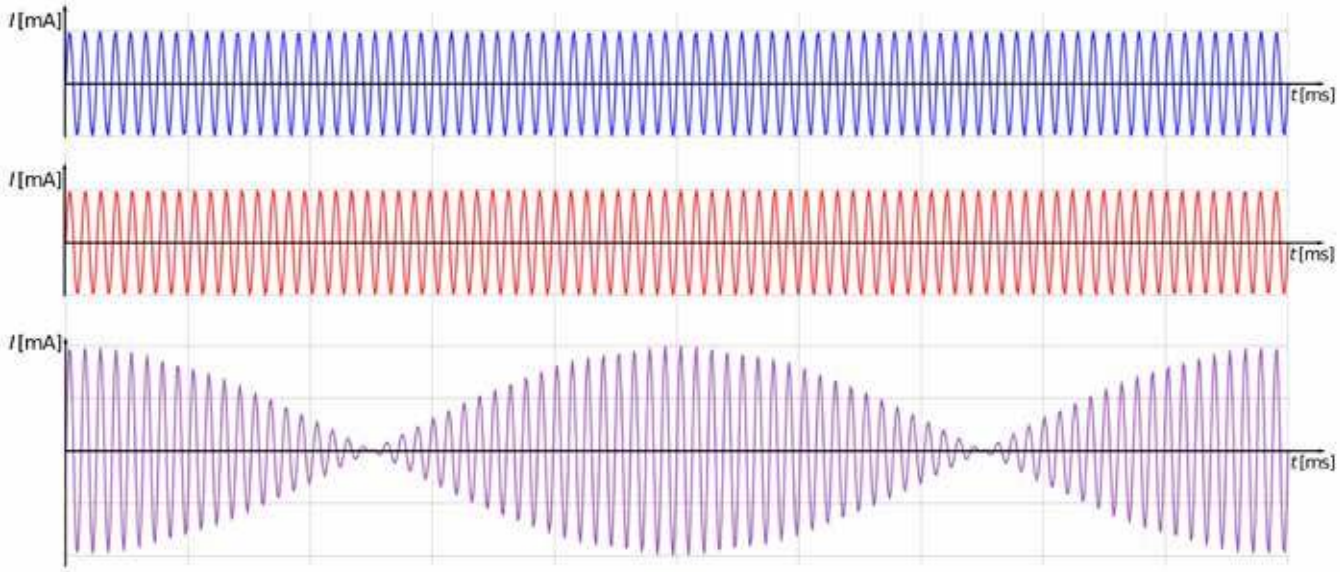
Ważna jest też częstotliwość prądu, która różni się w przypadku trzech najpopularniejszych metod TENS: elektroakupunkturowej (1-4 Hz), konwencjonalnej (50-150 Hz) oraz uderzeniowej (100-200 Hz). W ostatniej z wymienionych w ciągu sekundy oddziałuje się



Rys. 4. Typy prądów impulsowych wykorzystywanych w metodzie TENS.

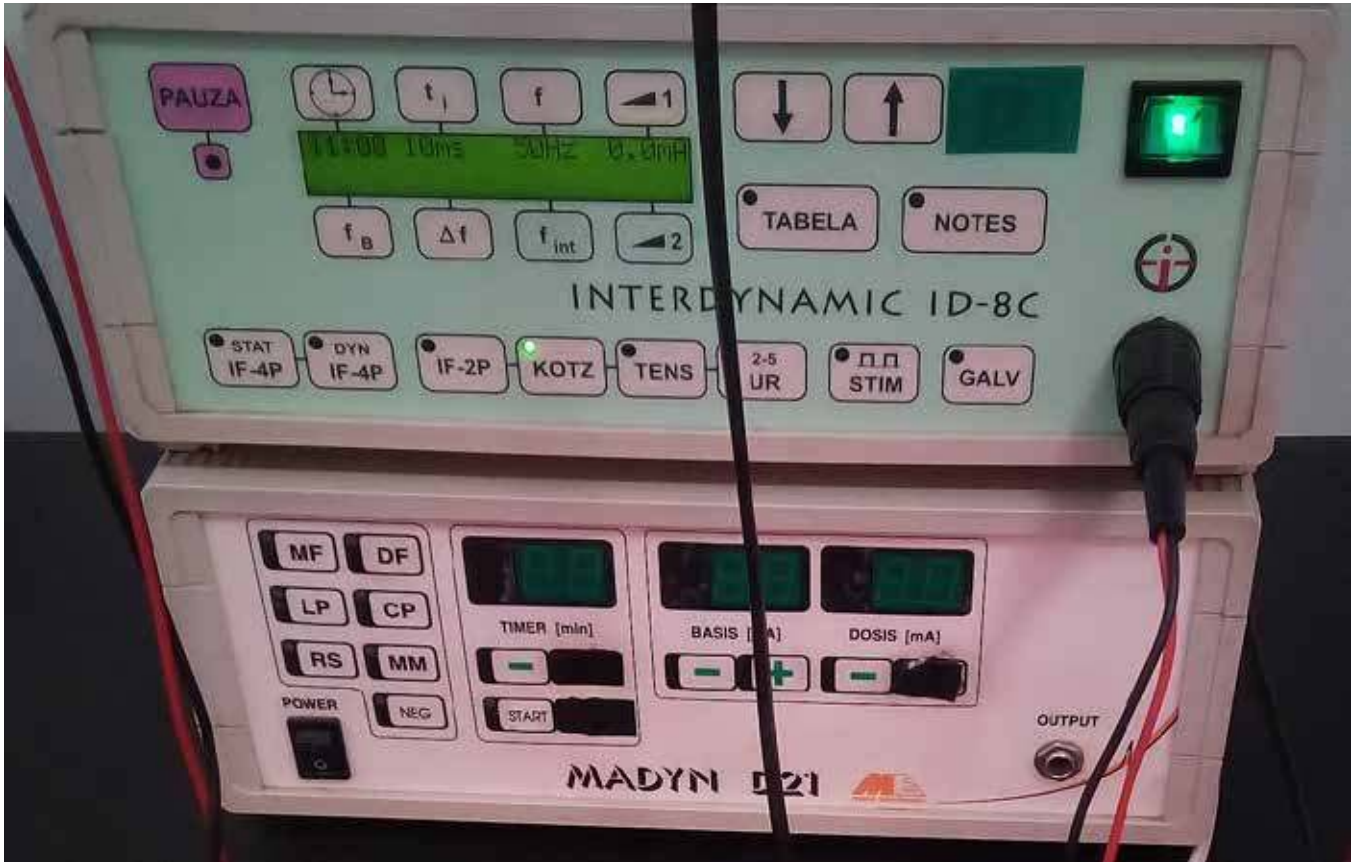
zazwyczaj dwoma seriami impulsów. Warto wspomnieć, że oprócz aparatów stosowanych w profesjonalnych gabinetach fizjoterapeutycznych istnieją też niewielkie, zasilane bateriami, urządzenia do użytku domowego. Dzięki temu przeszkolony pacjent może samodzielnie przeprowadzać zabieg nawet kilkukrotnie w ciągu dnia.

Po omówieniu wybranych typów prądów impulsowych warto przyjrzeć się zastosowaniom prądów średniej częstotliwości (1 kHz – 10 kHz). Są one przydatne w uśmierzaniu bólu. Mogą też przyczyniać się do poprawy ukrwie-



Rys. 5. Prądy Nemeca powstają w wyniku interferencji dwóch sinusoidalnych prądów o średnich częstotliwościach.

eprasa.pl 0f0379b44b



Fot. 4. Aparaty pozwalające wytwarzać m.in. prądy interferencyjne (góra) i diadynamiczne (dół).

nia tkanek (a tym samym ich metabolizmu) poprzez wywoływanie rozszerzenia naczyń krwionośnych. W porównaniu z prądami o niskiej częstotliwości, prądy o średniej częstotliwości słabiej oddziałują na znajdujące się w skórze receptory czuciowe. Minimalizuje to nieprzyjemne odczucia pacjenta. Ponadto z powodu mniejszego wpływu elektrochemicznego, w ich przypadku ryzyko pojawienia się uszkodzeń skóry jest ograniczone. Ze względu na fakt, iż w przy przepływie prądu zmiennego przez tkanki ważną rolę odgrywa opór pojemnościowy, prądy o średniej częstotliwości będą głębiej wnikać w ciało. Wydawać by się zatem mogło, że posiadają same zalety. Aby jednak przy ich pomocy wywołać reakcje mięśniową potrzebne byłoby wyższe natężenie prądu, co zwiększałoby ryzyko wywołania długotrwałego skurczu i towarzyszącego bólu.

Problem ten rozwiązuje się, stosując odpowiednią modulację. Średnia częstotliwość pełni wówczas rolę częstotliwości nośnej. Natomiast za pobudzenie tkanek odpowiedzialny jest okresowo (np. sinusoidalnie) zmieniający się przebieg, stanowiący obwiednię. Charakteryzuje go tzw. częstotliwość podstawowa (terapeutyczna), która nie przekracza zwykle 100 Hz. Same prądy mogą być unipolarne i bipolarne. W tym drugim przypadku bieguny elektrod zmieniają się w zależności od przyłożonego napięcia.

Co ciekawe, wspomniany efekt modulacji może być wywołany bezpośrednio w tkankach, na skutek interferencji dwóch prądów średniej częstotliwości płynących w oddzielnych obwodach (rys.5). Tzw. prądy Nemeca powstają właśnie w ciele człowieka w wyniku interferencji dwóch przebiegów sinusoidalnych o średnich częstotliwościach (4000 i 3900 Hz albo 4100 i 4000 Hz). W terapii wykorzystuje się zatem cztery elektrody, tworzące dwa niezależne obwody elektryczne. Łatwo się zatem domyślić, że warunkiem zajścia interferencji w głębi tkanek jest poprawne rozmieszczenie wspomnianych elektrod na obszarze zabiegowym. Należy jeszcze wspomnieć, że współczesne aparaty (fot.4) pozwalają prowadzić leczenie tzw. metodą dwupolową, gdzie modulacja przeprowadzana jest bezpośrednio w urządzeniu a pacjentowi zakłada się tylko dwie elektrody.

Fizykoterapia obejmuje szereg metod terapeutycznych. W niniejszym artykule przybliżone zostały podstawy światłolecznictwa, laseroterapii oraz elektroterapii. Podstawy fizyczne pozostałych technik wykorzystywanych do leczenia bądź rehabilitacji pacjentów (np. użycie pól magnetycznych, ultradźwięków czy termoterapii) zostaną omówione w odrębnym tekście.

Literatura:

[1] W. Kasprzak, A. Mańkowska, Fizykoterapia, medycyna uzdrowiskowa i SPA, PZWL, Warszawa 2008.
[2] A. Straburzyńska-Lupa, G. Straburzyński, Fizjoterapia, PZWL, Warszawa, 2004.
[3] T. Mika, W. Kasprzak, Fizykoterapia, PZWL, Warszawa, 2003.
[4] W. Kuliński, Fizykoterapia [w:] Rehabilitacja medyczna, t.1, pod red. A. Kwolka, Edra Urban & Partner, Wrocław 2015, 351-407.
[5] Z. Mnich i inni, Podstawy fizyczne i biofizyczne elektroterapii, pod red. A. Kwolka, Edra Urban & Partner, Wrocław 2015, 125-158.
[6] W. Stryła, A.M Pogorzała, Zabiegi z zakresu fizjoterapii [w:] Rehabilitacja i pielęgnowanie osób niepełnosprawnych, pod red. M. Strugały i D. Talarskiej, PZWL, Warszawa 2014, s. 99-124.
[7] Podstawy fizjoterapii, cześć II Podstawy metodyczne i technika wykonywania niektórych zabiegów, pod red. J. Nowotnego, Wyd. Kasper, Kraków 2004, s. 91 – 167.
[8] L. R. Sheffler, J. Chae, Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation, Muscle & Nerve, 2007, 35: 562-590.
[9] L. Lynch, K. H Simpson, Transcutaneous electrical nerve stimulation and acute pain, British Journal of Anaesthesia 2002, 2(2), 49-52.

eprasa.pl 0f0379b44b

Foto – Dreamstime

Od ultrasonoterapii do termoterapii

Wykorzystanie czynników fizykalnych w lecznictwie i rehabilitacji

Postęp techniki oraz coraz lepsza znajomość wpływu czynników fizycznych na ludzki organizm przyspieszają rozwój medycyny fizykalnej. Współcześnie jej rola nie ogranicza się jedynie do wspomagania usprawniania pacjenta po przebytych urazach. Coraz częściej stanowi bowiem uzupełnienie leczenia chirurgicznego czy farmakologicznego. Dzięki wykorzystaniu różnych rodzajów energii możliwe jest wywołanie pożądanych reakcji fizjologicznych oraz uaktywnienie naturalnych mechanizmów obronnych organizmu.

Tomasz Kubiak

Na łamach „Fizyki w Szkole” zostały już przedstawione fizyczne podstawy światłolecznictwa, laseroterapii oraz elektroterapii.[1] W bieżącym artykule omówione zostaną kolejne metody stosowane w fizykoterapii, czyli ultrasonoterapia, termoterapia oraz magnetoterapia. Warto przypomnieć, że w terminologii stosowanej przez fizjoterapeutów złożona reakcja organizmu na określone bodźce fizyczne nazywana jest odczynem. Ma on charakter miejscowy (gdy obejmuje wyłącznie obszar wystawiony na działanie danego czynnika), ogólny (jeśli dotyczy całego organizmu) albo oddalony (kiedy występuje w znacznej odległości od miejsca ekspozycji). Przyjrzyjmy się zatem, w jaki sposób oddziaływanie ultradźwięków, niskich i wysokich temperatur oraz pól elektromagnetycznych generowanych przez urządzenia terapeutyczne może wpływać na organizm człowieka.

Ultrasonoterapia

Ultradźwięki są powszechnie stosowane we współczesnej medycynie. Umożliwiają przede wszystkim wykonywanie bezpiecznych i nieinwazyjnych badań diagnostycznych. Stali czytelnicy pamiętają zapewne, że ultrasonografii, wykorzystywanej do obrazowania różnych struktur anatomicznych oraz badania przepływów krwi w tętnicach oraz żyłach, poświęcono osobny tekst w „Fizyce w Szkole”.[2] Fale akustyczne o częstotliwości wyższej od dźwięków słyszalnych mają również coraz szersze zastosowanie w lecznictwie. W przypadku fizykoterapii komercyjnie dostępne aparaty (fot. 1) generują fale o częstotliwościach w zakresie 0,5–5 MHz i natężeniach 0,5–2,5 W/cm^2.

Takie wysokie częstotliwości i stosunkowo małe natężenia są rekomendowane ze względu na wymogi bezpieczeń-

[1] T. Kubiak, Od światłolecznictwa do elektroterapii, czyli podstawy wybranych metod fizykoterapii, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 1 (2022), s. 4-11.
[2] T. Kubiak, Ultrasonografia, czyli fale akustyczne w służbie medycyny, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 5 (2017), s. 4-9.

eprasa.pl 0f0379b44b

stwa, tzn. zmniejszenie ryzyka wystąpienia kawitacji inercyjnej.[3] Warto dodać, że biofizycy traktują tkanki miękkie jako płyn, w którym rozchodzą się fale podłużne ze średnią szybkością $v_{śr} \approx 1540$ m/s. Ciało człowieka jest oczywiście niejednorodne.

Właściwości poszczególnych tkanek określa się zazwyczaj, podając dla nich wartość impedancji akustycznej Z:

$$Z = \rho \cdot v$$

gdzie: ρ – średnia gęstość danego ośrodka, v – prędkość rozchodzenia się w nim fali akustycznej. Na granicy ośrodków różniących się wartościami Z dochodzi do zmiany kierunku propagacji ultradźwięków.

Generalnie przy określaniu zachowania się fal akustycznych niebagatelną rolę odgrywa stosunek ich długości λ do wymiarów d poszczególnych struktur anatomicznych. W medycynie najistotniejszy jest oczywiście zakres geometryczny ($d >> \lambda$), dla którego stosujemy prawa odbicia i załamania analogiczne do tych, znanych z optyki. Uwzględniając podany wcześniej zakres częstotliwości oraz średnią szybkość propagacji fal akustycznych w tkankach miękkich, λ zawiera się bowiem w przedziale $\approx$ 0,3–3 mm.

Co ciekawe, fale odbite (np. od kości) mogą interferować z padającymi, przyczyniając się do powstania fal stojących. Te ostatnie nie są jednak pożądane w przypadku fizjoterapii, bo mogłyby prowadzić do miejscowego kumulowania się energii. Warto również dodać, że zdecydowanie mniejsze znaczenie mają zakresy Rayleigha ($d << \lambda$) oraz stochastyczny ($d \approx \lambda$). W przypadku pierwszego z wymienionych ultradźwięki ulegają rozproszeniu na małych obiektach, np. erytrocytach, natomiast w drugim fale rozproszone na sąsiadujących ze sobą niejednorodnościach struktur anatomicznych mogą interferować. Pochłanianie fal akustycznych zależy natomiast od ich częstotliwości oraz właściwości ośrodka.

Fot. 1. Aparat do sonoterapii z głowicą emitującą ultradźwięki o częstotliwościach 1 i 3,5 MHz oraz natężeniach 0,5 – 2,5 W/cm².

Warto wspomnieć, iż tkanki miękkie, które zawierają w swoim składzie znaczne ilości wody, posiadają mniejszy współczynnik absorpcji niż kości. W kontekście fizykoterapii najistotniejsze jest oczywiście oddziaływanie biologiczne ultradźwięków. Ma ono charakter mechaniczny (w literaturze pojawia się określenie „mikromasaż", odnoszące się do niewielkich zmian objętości komórek na skutek pojawiającej się różnicy ciśnień), także cieplny (przyrost temperatury na skutek absorpcji energii fali jest największy w okolicach kości, co umożliwia przegrzanie np. torebek stawowych czy więzadeł) oraz fizykochemiczny (wpływ na koloidy tkankowe, procesy utleniania i przesuwanie pH roztworów w stronę zasadową).

Należy jednak podkreślić, że w przypadku stosunkowo małych natężeń fal akustycznych stosowanych w fizykoterapii efekty fizykochemiczne mają najmniejsze znaczenie. W kontekście skutków terapeutycznych warto wymienić: rozszerzenie naczyń krwionośnych, powodujące poprawę ukrwienia tkanek i zwiększenie metabolizmu, hamowanie układu współczulnego, zwiększenie rozciągliwości włókien kolagenowych, zmniejszanie napięcia mięśni oraz uśmierzanie bólu. Dlatego ultradźwięki wykorzystuje się u pacjentów po urazach lub ze schorzeniami narządu ruchu oraz układu nerwowego.

Aparaty terapeutyczne posiadają głowicę zawierającą przetwornik, który dzięki odwróconemu zjawisku piezoelektrycznemu emituje falę ciągłą lub ultradźwięki impulsowe.[4] Te ostatnie charakteryzowane są przez współczynnik wypełnienia, określany jako stosunek czasu trwania impulsu t_{imp} do okresu T (sumy czasu trwania impulsu t_{imp} i przerwy t_{prz}):

$$\frac{t_{imp}}{T} = \frac{t_{imp}}{t_{imp} + t_{prz}}$$

Współczynnik wypełnienia podaje się w postaci ułamka lub wartości procentowej. Energia przekazywana w jednostce czasu przy pracy impulsowej jest oczywiście mniejsza niż dla fali ciągłej. Do innych parametrów ustawianych podczas zabiegu należą: częstotliwość (fale o mniejszej f głębiej penetrują tkanki) oraz natężenie fali akustycznej (ze względu bezpieczeństwa nie może przekroczyć 3 W/cm²) a także czas nadźwiękawiania. Ultrasonoterapia powinna obejmować serię 10–15 zabiegów, z których każdy trwa z reguły 1–15 min.

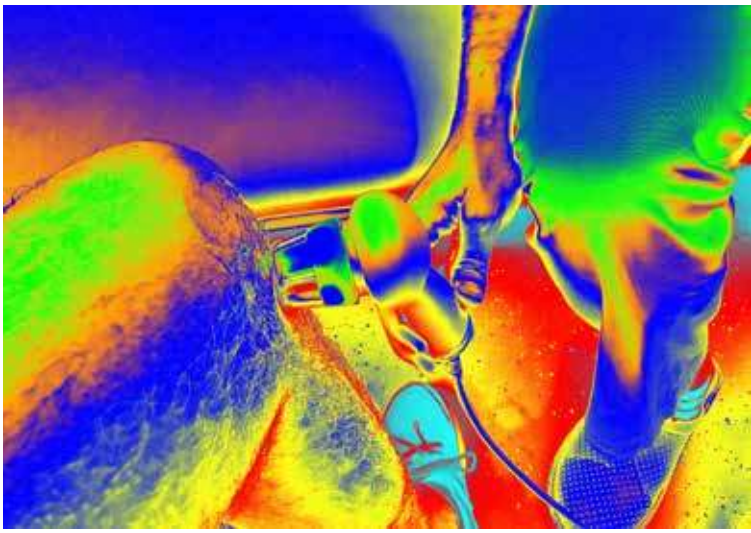
Podczas zabiegów z wykorzystaniem ultradźwięków należy pamiętać o konieczności stosowania substancji sprzęgających (np. specjalnych żeli), które pozwalają wypełnić ewentualną szczelinę powstałą pomiędzy ciałem a głowicą. Obecność warstewki powietrza spowodowałaby bowiem prawie całkowite odbicie fali ultradźwiękowej.

Wśród technik nadźwiękawiania wyróżniamy metody: stacjonarną i dynamiczną. W pierwszym, rzadko stosowanym dziś przypadku aplikator przykłada się nieruchomo do powierzchni ciała, natomiast w drugim przypadku głowicę przesuwa się ruchami kolistymi lub podłużnymi po skórze.

[3] W przypadku kawitacji inercyjnej (ang. inertial cavitation) powstałe w cieczy pęcherzyki gazu gwałtownie zapadają się, powodując powstanie fali uderzeniowej.

[4] Odwrotne zjawisko piezoelektryczne polega na zmianie wymiarów kryształu piezoelektrycznego (np. tytanianu baru) na skutek przyłożenia zewnętrznego pola elektrycznego.

eprasa.pl 0f0379b44b



Ultradźwiękową terapia kolana i obraz termiczny kontuzji kolana. Foto – Dreamstime.

Fala ultradźwiękowa emitowana jest w stronę regionu objętego zmianą chorobową (metoda bezpośrednia) albo połączeń nerwowych, np. korzeniowych okolic przykręgosłupowych (metoda pośrednia). Ultradźwięki, działając na zakończenia nerwowe układu autonomicznego, mogą bowiem wpływać na funkcje narządów wewnętrznych.

Co ciekawe, można prowadzić również terapię skojarzoną, czyli działanie ultradźwięków łączyć z elektroterapią, wykorzystującą prądy impulsowe małej lub średniej częstotliwości. Wówczas do efektów mechanicznych oraz termicznych dochodzą również elektrokinetyczne. Interesujący wydaje się sposób realizacji takiego leczenia. Głowica ultradźwiękowa pełni bowiem podwójną rolę, stanowiąc równocześnie elektrodę czynną. Druga większa, płytkowa elektroda bierna umieszczana jest natomiast w pewnej odległości. Tego typu rozwiązania techniczne pozwalają na jednoczesne aplikowanie różnych bodźców fizykalnych w celu zintensyfikowania ich efektu terapeutycznego, głównie przeciwbólowego. Podstawy biofizyczne i wskazania kliniczne do prowadzenia terapii skojarzonej wciąż jednak są przedmiotem badań naukowych.

Pola elektromagnetyczne wysokiej częstotliwości

Pola elektromagnetyczne wysokiej częstotliwości są stosowane w terapii od wielu lat. Zdecydowanym pionierem w tym zakresie był francuski fizyk i lekarz Jacques-Arsène d'Arsonval. W XIX w. zbudował on bowiem obwód rezonansowy z iskiernikiem w celu generowania prądów o częstotliwościach z zakresu 0,5–2 MHz. Na cześć wynalazcy zabiegi z ich wykorzystaniem nazywano arsonwalizacją. Co ciekawe, do dziś nazwisko francuskiego uczonego pojawia się jeszcze w nazwach urządzeń używanych w gabinetach kosmetycznych, np. do łagodzenia skutków trądziku.

We współczesnej fizykoterapii spotkać można natomiast techniki określane mianem diatermii. Termin ten pochodzi od greckich słów „diá" – przez oraz „thérmé" – gorąco. Mamy zatem do czynienia z głębokim przegrzaniem tkanek na skutek oddziaływania pola elektromagnetycznego. Oczywiście ilość generowanego ciepła zależy od właściwości elektrycznych tkanek, przede wszystkim zawartości wody i elektrolitów. Wyróżniamy trzy typy diatermii: krótkofalową, indukcyjną i mikrofalową. Warto przyjrzeć się nieco bliżej tym metodom.

Diatermia krótkofalowa wykorzystuje pole elektryczne (13,66 MHz; 27,12 MHz albo 40,98 MHz) wytwarzane pomiędzy okładkami kondensatora. Sztywne, połączone ze źródłem prądu przemiennego elektrody umieszczane są na specjalnych wysięgnikach w odległości 1–4 cm od skóry. Nie stykają się zatem z jej powierzchnią, co zapobiega bezpośredniemu przepływowi prądu. W gabinetach fizjoterapii można spotkać także duże, giętkie elektrody zbudowane z metalowej siatki pokrytej izolatorem. Takie rozwiązanie umożliwia oddziaływanie na większe regiony ciała (np. w obrębie jamy brzusznej) przy utrzymaniu odpowiedniej odległości od jego zakrzywionych powierzchni.

Warto zaznaczyć, że kształt, rozmiar oraz wzajemne ułożenie elektrod istotnie wpływają na rozkład linii występującego pomiędzy nimi pola elektrycznego. To przekłada się na efekt terapeutyczny, polegający na przegrzaniu określonych warstw tkanek. W przypadku elektrod o różnej wielkości, zagęszczenie linii pola następuje w pobliżu mniejszej z nich. Jeśli natomiast obie okładki posiadają niewielkie, ale takie same rozmiary oraz znajdują się blisko (tj. 1–2 cm od ciała), nagrzewane są regiony powierzchniowe. Użycie większych elektrod i ich oddalenie pozwala uzyskać bardziej równomierne pole oraz zwiększyć temp. głębszych regionów ciała. Odsunięcie elektrod jest też zalecane w pobliżu wypukłości ciała (np. nosa), aby zapobiegać ewentualnym oparzeniom.

Generalnie w wyniku działania pola elektrycznego w organizmie mogą zachodzić procesy związane z polaryzacją elektronową, jonową oraz orientacyjną. W pierwszym przypadku pole elektryczne powoduje deformację powłok elektronowych, w drugim przypadku wywołuje ruch jonów w

eprasa.pl 0f0379b44b

komórkach, a w trzecim wpływa na reorientację cząsteczek polarnych o niesymetrycznym rozkładzie ładunków.

W diatermii krótkofalowej szybka zmiana polaryzacji elektrod wywołuje drgania jonów wokół położeń równowagi oraz obrót dipoli wokół własnej osi. Wskutek tarcia między przesuwającymi się jonami a sąsiednimi cząsteczkami w organizmie generowane jest ciepło. Energia zaabsorbowana w tkankach poddanych działaniu pola elektromagnetycznego i przekształcona w ciepło może być wyrażona wzorem:

$$P_w = \frac{\sigma}{\rho} \cdot |E|^2$$

gdzie: P_w – grawimetryczna gęstość mocy [W/kg], σ – przewodność elektryczna właściwa tkanki [S/m], ρ – gęstość tkanki [kg/m^3], E – wartość średniokwadratowa (rms) natężenia pola elektrycznego [V/m] w tkance.

W przypadku diatermii indukcyjnej do prowadzenia terapii wykorzystuje się pole magnetyczne wielkiej częstotliwości (standardowo 27,12 MHz). Jest ono wytwarzane przez elektrodę kablową, wewnątrz której umieszcza się wybraną część ciała pacjenta. Warto przypomnieć, że natężenie pola magnetycznego H [A/m] wewnątrz cewki powietrznej możemy obliczyć ze wzoru:

$$H = \frac{nI}{d}$$

gdzie: n – liczba zwojów, I – natężenie płynącego prądu, d – długość powierzchni bocznej cewki.

Popularne są również specjalne aplikatory, mające postać tzw. monody albo diplody. Monoda to zamocowana na wysięgniku i umieszczona w obudowie z tworzywa sztucznego [najczęściej PMMA, czyli poli(metakrylanu metylu)] zwojnica złożona z dwóch do czterech sztywnych zwojów, natomiast diploda to większa, płaska cewka zamknięta w polimerowej obudowie z dwoma rozkładanymi skrzydłami. Energia może być dostarczana w formie fali ciągłej lub za pomocą impulsów o czasie trwania 20 do 400 μs, powtarzanych z częstotliwością od 10 do 800 Hz. Przerwy pomiędzy impulsami pozwalają, aby ciepło rozproszyło się w organizmie.

Pod wpływem zmiennego pola magnetycznego w tkankach indukowane są prądy wirowe, a oscylacje jonów skutkują generowaniem ciepła. Oczywiście efekt ten dotyczy tkanek cechujących się stosunkowo dobrym przewodnictwem elektrycznym (np. mięśni oraz krwi), które w swym składzie zawierają dużo wody i są położone na niewielkiej głębokości.[5]

Nadrzędnym celem stosowania diatermii krótkofalowej jest, jak już wcześniej wspomniano, głębokie przegrzanie tkanek. Naczynia krwionośne ulegają rozszerzeniu, co pociąga za sobą przyspieszenie metabolizmu, przekrwienie mięśni oraz ich rozluźnienie. Do najważniejszych wskazań zaliczyć można schorzenia laryngologiczne (np. przewlekłe zapalenie zatok), reumatologiczne (np. chorobę zwyrodnieniową stawów) czy występujące nerwobóle. Przeciwwskazaniem jest oczywiście obecność metalowych implantów w ciele pacjenta.

Najsłabszą stroną diatermii krótkofalowej wydaje się jednak być sposób ustalania dawki energii, jaką podaje się pacjentowi podczas trwającego 15–20 min zabiegu. W praktyce bazuje się bowiem na subiektywnych odczuciach chorego, a należy pamiętać, iż każdy człowiek ma indywidualną wrażliwość na bodźce i zdolność do termoregulacji. Ustalono, że dla P_w z przedziału 50–170 W/kg podczas pierwszych trzech minut zabiegu wzrost temperatury tkanek jest praktycznie liniowy, a następnie przez kolejne 7–10 min. obserwujemy przyrost nieliniowy, gdzie przepływ krwi oraz przewodnictwo cieplne odgrywają istotną rolę w procesach rozpraszania energii.[6]

Z kolei w tkankach cechujących się ograniczonym ukrwieniem, temperatura będzie monotonicznie zbliżać się do wartości stanu ustalonego, dla którego $P_w = P_c$. Warto dodać, iż moc rozpraszaną na skutek przewodnictwa cieplnego P_c i przepływu krwi P_k (obie wyrażone w W/kg) można oszacować z następujących równań:

$$P_c = \frac{k_c}{\rho} \nabla^2 T$$

gdzie: k_c – przewodność cieplna właściwa tkanki [W/(m·K)], ρ – gęstość tkanki [kg/m^3], ∇ – operator gradientu, T – temperatura tkanki [K].

$$P_k \approx \rho_k \cdot J \cdot C_b \left(T - T_a\right)$$

gdzie: ρ_k – gęstość krwi [kg/m^3], J – natężenie przepływu krwi przez jednostkę masy tkanki [m^3/(s·kg)], T_a – temperatura krwi doprowadzanej do tkanki (równa temp. krwi tętniczej), T – temperatura krwi wypływającej z tkanki (równa temp. tkanki), C_b – ciepło właściwe krwi [J/(kg·K)].

Aby opisać proces zmiany temperatury wybranej tkanki (charakteryzującej się ciepłem właściwym C_w) w czasie, można posłużyć się równaniem, uwzględniającym relacje pomiędzy zaabsorbowaną energią fali elektromagnetycznej a wspomnianymi wcześniej mechanizmami chłodzenia:

$$\frac{dT}{dt} = \frac{1}{C_w}\left(P_w + P_m - P_c - P_k\right)$$

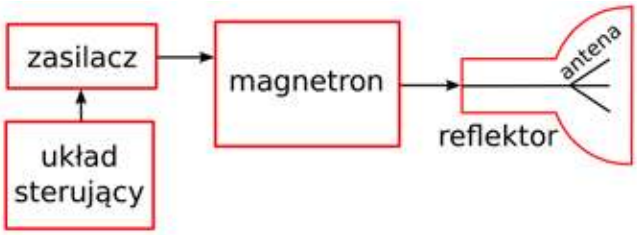
Należy jeszcze wyjaśnić, że składnik P_m [W/kg] związany jest z ogrzewaniem tkanek w wyniku zachodzących w organizmie procesów metabolicznych.

Analizując metody fizykoterapii bazujące na wykorzystaniu pól elektromagnetycznych wysokich częstotliwości, nie można pominąć diatermii mikrofalowej. Jak sama nazwa wskazuje istotą jest tu przegrzanie tkanek przy użyciu mikrofal (najczęściej *f* = 2,46 GHz) generowanych w trybie ciągłym albo impulsowym. Aparat w swoim działaniu wykorzystuje magnetron oraz antenę dipolową, co schematycznie przedstawiono na rys. 1. Umieszczany na wieloprzegu-

[5] O roli wody w tkankach przeczytać można w artykule T. Kubiak, Biofizyka a niezwykłe właściwości wody, Fizyka w Szkole, nr 4 (2021), s. 4-11.

[6] Biofizyczną analizę oddziaływania diatermii na tkanki znaleźć można w historycznej już pracy A. W. GUY i innych, Therapeutic Applications of Electromagnetic Power, Proceedings of the IEEE 62(1), 1974, 56-75.

eprasa.pl 0f0379b44b



Rys. 1. *Uproszczony schemat urządzenia do diatermii mikrofalowej.*

bowym ramieniu promiennik pozwala skierować wiązkę fal na wybrany region ciała. Warto wspomnieć, że urządzenia terapeutyczne mogą zostać wyposażone w różnego typu aplikatory: reflektorowe (uniwersalne), nieckowe (do kręgosłupa), podłużne (do kończyn) oraz kontaktowe (do otolaryngologii). Mikrofale ulegają odbiciu lub rozproszeniu na granicy ośrodków o różnej gęstości. Odbicie od powierzchni skóry sprawia, że tylko około 50% energii wnika w głąb ciała. Samo pochłanianie energii zachodzi na niewielkich głębokościach.

Absorpcja mikrofal jest największa w tkankach, które zawierają dużą ilość wody. Mięśnie mogą zatem zostać przegrzane znacznie szybciej niż tkanka tłuszczowa. Lokalny wzrost temperatury ma związek z oscylacjami cząsteczek lub jonów. Zabieg trwa zazwyczaj 5–15 min., ale podobnie jak w przypadku pozostałych rodzajów diatermii podczas ustalania jego parametrów pod uwagę brane jest subiektywne odczuwanie ciepła przez pacjenta. Wskazania do zastosowania techniki mikrofalowej obejmują m.in. wspomaganie leczenia przewlekłych stanów zapalnych, schorzeń laryngologicznych oraz skóry a także uśmierzanie bólu. Podsumowując wiedzę o wszystkich rodzajach diatermii stosowanych w fizykoterapii, warto jeszcze raz przypomnieć, że ich efekt leczniczy wynika z ciepła generowanego bezpośrednio w wybranych tkankach (endogennego).

Pola magnetyczne niskiej częstotliwości

Zastosowanie pól magnetycznych w medycynie fizykalnej pozostaje nadal przedmiotem pewnych kontrowersji. Wiedza na temat ich interakcji z materią biologiczną jest bowiem niepełna a skutki oddziaływań trudno zaobserwować i zmierzyć. Szczególnie dyskusyjne wydają się techniki zaliczane do tzw. magnetostymulacji. Wykorzystuje się w nich bowiem bardzo małe wartości indukcji, nieprzekraczające 100 μT. Dla porównania warto przypomnieć, że indukcja ziemskiego pola magnetycznego przy powierzchni naszej planety w zależności od szerokości geograficznej wynosi około 25–65 μT. Wydaje się zatem mało prawdopodobne, aby stałe albo wolnozmienne pola magnetyczne o tak małej indukcji mogły mieć jakieś znaczące działanie terapeutyczne, poza efektem placebo. Mimo to w polskiej literaturze medycznej pojawiają się doniesienia o skuteczności magnetostymulacji, np. we wspomaganiu leczenia uszkodzeń nerwów obwodowych i zaburzeń zrostu kostnego.[7] Zwolennicy metody powołują się na zjawisko jonowego rezonansu cyklotronowego, które wg nich ma m.in. uaktywniać czynny transport jonów przez błonę komórkową. Temat ten wymaga jednak dogłębnej weryfikacji naukowej.

Inną, powszechnie stosowaną w medycynie fizykalnej metodą jest magnetoterapia. W jej przypadku wartości indukcji magnetycznej są nieco większe i sięgają 10–15 mT a częstotliwość zmian pola wynosi 1–100 Hz. Zabiegi trwające do 30 minut wykonuje się w seriach obejmujących 5–15 wizyt w gabinecie. Stosowane urządzenia wyposażone są w generator prądu o małej częstotliwości, elektroniczne układy do jego regulacji oraz aplikatory, w których przepływający prąd wytwarza pole magnetyczne. W gabinetach fizjoterapeutów spotkać można zarówno aplikatory płaskie jak i szpulowe, będące solenoidem obudowanym tworzywem sztucznym. Oba rozwiązania przedstawia fot. 2 a ich dobór zależy od regionu ciała, który ma zostać poddany zabiegowi.

Do najważniejszych wskazań do zastosowania magnetoterapii zalicza się wspomaganie leczenia stanów pourazowych narządu ruchu oraz innych schorzeń układu kostno-stawowego (np. reumatoidalnego zapalenia stawów). Metodę wykorzystuje się również w przypadku problemów z układem nerwowym oraz skórą. Trzeba oczywiście mieć na uwadze, iż działanie pola magnetycznego na poziomie komórkowym i molekularnym również wymaga dalszej, dogłębnej weryfikacji naukowej.

Termoterapia

Potoczna definicja termoterapii określa, że jest to leczenie „ciepłem lub zimnem". Powszechnie wiadomo, iż człowiek jako organizm stałocieplny utrzymuje temperaturę

Fot. 2. W magnetoterapii stosuje się aplikatory płaskie oraz szpulowe.

[7] Przykładem może być tu praca A. Sieroń i inni, Magnetostymulacja z jonowym rezonansem cyklotronowym jako nowa metoda wspomagająca leczenie powikłań neurologicznych przy złamaniach, Neurologia Dziecięca 2007, 16(31), s. 61-65.

eprasa.pl 0f0379b44b

Łaźnia fińska to przykład termoterapii. Foto – Dreamstime.

wnętrza swego ciała (części rdzennej) na niezmiennym poziomie, około 37°C, niezależnie od wahań temperatury otoczenia. Odmienną temperaturę mogą mieć jedynie warstwy powierzchniowe, przez które zachodzi wymiana ciepła z otoczeniem. Zaburzenie homeostazy termicznej prowadzi oczywiście do aktywacji określonych mechanizmów fizjologicznych, co właśnie wykorzystuje się w fizjoterapii.

W przypadku ciepłolecznictwa energia dostarczana jest do ustroju z zewnątrz na różne sposoby. Nawet w warunkach domowych wykorzystuje się czasami termofor albo poduszkę elektryczną do miejscowego nagrzewania wybranych partii ciała. Na powierzchnię skóry można oddziaływać również strumieniem ogrzanego powietrza, stopioną parafiną (poprzez kąpiele fragmentów kończyn, okłady albo zawijania) albo zanurzać wybraną część ciała w wodzie o temperaturze wyższej niż fizjologiczna.

W branżowym slangu fizjoterapeutów mówi się zatem o cieple „suchym" i „mokrym". Ciepło „mokre" (przekazywane za pośrednictwem wody) znacząco zwiększa przegrzanie organizmu, gdyż pozbawia go możliwości parowania potu. Z kolei ciepło „suche" (transportowane na drodze przewodzenia lub promieniowania) wzmaga pocenie się.

Popularnym zabiegiem jest stosowana w restytucji powysiłkowej sauna fińska, w której osoba spędza kilkanaście minut. W drewnianym pomieszczeniu całe ciało wystawione jest na działanie suchego, gorącego powietrza. Im wyżej położony jest podest, tym większa temperatura i mniejsza wilgotność względna. Przy podłodze wartości tych parametrów wynoszą odpowiednio 40°C i 20–40%, natomiast przy suficie 100°C i 2–5% wilgotności. Po przejściu kolejnych podestów, ochotnicy decydują się na tzw. uderzenie pary wodnej, które jest jednak sporym obciążeniem dla organizmu. Polanie rozgrzanych do kilkuset stopni kamieni sauny wodą powoduje bowiem gwałtowne zwiększenie wilgotności powietrza, co skutkuje gwałtowną reakcją ze strony układu krążenia.

Bez względu na uczestnictwo w tej krótkiej, 2–3 min. fazie, po wyjściu z sauny wskazane jest schłodzenie organizmu, co jednak nie powinno odbywać się zbyt gwałtownie, aby nie wywołać niebezpiecznych wahań ciśnienia tętniczego. Należy również uzupełnić elektrolity utracone wraz z potem. Warto zaznaczyć, że osoby z niewydolnością krążenia, chorobą wieńcową czy nadciśnieniem nie mogą korzystać z pobytów w saunie.

Odczyn ogólny w postaci przegrzania ciała pociąga za sobą aktywację mechanizmu termoregulacyjnego w postaci pocenia się. Następuje również rozszerzenie naczyń krwionośnych (głównie włosowatych i tętnic). Miejscowe przekrwienie tkanek skutkuje ich lepszym zaopatrzeniem w tlen oraz substancje odżywcze a także szybszym usuwaniem szkodliwych metabolitów.

Zabiegi ciepłolecznicze wspomagają regenerację mięśni, zmniejszają ich napięcie, obniżają lepkość mazi stawowej, pozwalają zwiększyć rozciągliwość tkanki łącznej. Należy jednak pamiętać, że wzrost temperatury może nasilać krwawienia ze względu na wzmożoną przepuszczalność ścian naczyń.

Przeciwieństwem ciepłolecznictwa jest oczywiście zimnolecznictwo. Posiada ono niesłychanie długą, sięgającą starożytnego Egiptu tradycję. Kąpiele w zimnej wodzie stosowano tam bowiem już około 2500 r. p.n.e., aby wspomagać terapię stanów zapalnych i urazów. Z kolei

eprasa.pl 0f0379b44b

okłady z lodu przepisywał swoim pacjentom grecki lekarz Hipokrates.

Za pioniera krioterapii we współczesnym rozumieniu uznaje się natomiast japońskiego lekarza Toshimo Yamauchi, który już w 1978 r., wykorzystał pary ciekłego azotu, aby pomóc pacjentom z reumatoidalnym zapaleniem stawów. Wynaleziona przez niego jednoosobowa kriosauna w unowocześnionej formie jest popularna do dziś zarówno w gabinetach rehabilitacji jak i centrach odnowy biologicznej. Swym działaniem obejmuje całe ciało z wyjątkiem głowy, która wystaje ponad cylindryczną kabinę o wysokości regulowanej w zależności od wzrostu pacjenta.

Nietrudno domyślić się, że obniżenie temperatury otoczenia poza zakres tzw. komfortu cieplnego uruchamia mechanizmy regulacyjne mające za zadanie minimalizować utratę ciepła. Następuje zatem skurcz naczyń krwionośnych skóry oraz tkanki podskórnej pociągający za sobą zmniejszenie przepływu krwi. Tego typu reakcje naczyniowe są wyraźnie widoczne w przypadku kończyn, a słabe w skórze głowy. W literaturze fachowej często wspomina się prawo Dastre'a-Morata, które mówi, że zwężeniu powierzchniowych naczyń krwionośnych towarzyszy wazodylatacja dużych naczyń trzewnych.[8] Po ustaniu działania zimna następuje z kolei rozszerzenie naczyń w zewnętrznych warstwach ciała wraz z wtórnym przekrwieniem czynnym i zwiększeniem metabolizmu.

Generalnie wpływ krioterapii na organizm zależy przede wszystkim od różnicy temperatur pomiędzy ciałem a zastosowanym medium chłodzącym, wielkości regionu poddawanego zabiegowi oraz oczywiście od czasu ekspozycji.

Z własnego doświadczenia wiemy, że narażenie na zimno wywołuje nieprzyjemne drżenie, czyli mimowolne skurcze mięśni mające za zadanie wygenerować ciepło. Efektem trudniejszym do zaobserwowania i zmierzenia są natomiast zmiany zachodzące na poziomie szlaków metabolicznych, działania enzymów oraz aktywności układu hormonalnego czy mechanizmów antyoksydacyjnych. Oczywiście skutki leczenia zależą od tego, czy oziębia się całe ciało (krioterapia ogólna) czy tylko wybrany region (krioterapia miejscowa).

Fot. 3. Urządzenie do krioterapii miejscowej ze zbiornikiem na ciekły azot.

Fot. 4. Aparat do krioterapii miejscowej wykorzystujący strumień zimnego powietrza.

Do krioterapii ogólnej, oprócz wspomnianej wcześniej jednoosobowej kriosauny (oddziałującej na ciało medium chłodzącym jedynie do wysokości ramion), wykorzystuje się również duże, wieloosobowe komory kriogeniczne. W tym ostatnim przypadku pacjenci w celu adaptacji wchodzą najpierw do przedsionka, gdzie temperatura zawiera się w przedziale –20°C do –60°C i przebywają tam przez ok. 1 min. Następnie przemieszczają się do właściwej komory (–100°C do –160°C), spędzając w niej 3 do 4 minut.

Niska temperatura powietrza wewnątrz pomieszczenia utrzymywana jest dzięki wymiennikom ciepła, wykorzystującym ciekły azot pobierany ze zbiornika ciśnieniowego usytuowanego zazwyczaj na zewnątrz budynku. W celu zapewnienia bezpieczeństwa poziom tlenu w komorze kontrolowany jest za pomocą specjalnych czujników. Osoby poddawane zabiegowi oprócz bielizny mają na sobie maskę ochronną na usta i nos, nauszniki lub czapkę oraz wełniane skarpety i rękawiczki, aby nie odmrozić dystalnych części ciała. Ponadto wewnątrz muszą się spokojnie poruszać, a bezpośrednio po wyjściu rozpocząć intensywne ćwiczenia gimnastyczne (kinezyterapię). Sam zabieg wywołuje spadek temp. kończyn o około 12°C, tułowia o 3°C.

Wśród wskazań do krioterapii ogólnoustrojowej warto wymienić wspomaganie leczenia reumatoidalnego zapalenia stawów, zwyrodnień kręgosłupa, stanów pourazowych narządu ruchu, niedowładów spastycznych czy porażeń nerwów. Najważniejsze korzyści płyną oczywiście z działania przeciwzapalnego i przeciwbólowego. Ewentualne ryzyko wiąże się z możliwością pojawienia się odmrożeń (np. w dołach podkolanowych). Bezwzględnym przeciwwskazaniem są natomiast schorzenia układu sercowo-naczyniowego, związane np. z niewydolnością krążenia czy nadciśnieniem tętniczym. Dlatego przed wejściem do kriokomory obowiązkowy jest pomiar ciśnienia krwi.[9]

Poddawać działaniu niskich temperatur można także tylko wybrany region ciała. Mamy wówczas do czynienia z krioterapią miejscową. W tym przypadku stosuje się różnorakie czynniki chłodzące, jak: pary ciekłego azotu, ditlenek węgla czy zimne powietrze. Podstawowym elementem aparatu wykorzystującego ciekły azot ($T < -195{,}8\,°C$) jest oczywiście charakterystyczny zbiornik Dewara (fot. 3). Po otwarciu zaworu na skutek różnicy pomiędzy ciśnieniem w zbiorniku a ciśnieniem atmosferycznym ogrzane pary azotu wypływają przez wąż i za pomocą dyszy zabiegowej kierowane są na leczone miejsce. Temperatura strumienia gazu u wylotu dyszy wynosi –160°C do –110°C a ciśnienie 4–5 atm. Aplikator należy trzymać

[8] Prawo wzięło swą nazwę od francuskich fizjologów Alberta Dastre'a i Jean-Pierre Morata.

[9] O metodach pomiaru ciśnienia tętniczego przeczytać można w artykule: T. Kubiak, Fizyka u internisty, Fizyka w Szkole, nr 2 (2018), s. 4-7.

eprasa.pl 0f0379b44b

Kapsuła do krioterapii. Foto – Dreamstime

20–40 cm od skóry, wykonując ruchy okrężne w celu uniknięcia punktowego działania czynnika chłodzącego, co mogłoby wywołać odmrożenie. Warto wspomnieć, że zabieg trwający od 30 s do 3 min pozwala obniżyć temperaturę skóry do wartości 4–15°C.

Innym rozwiązaniem są aparaty wykorzystujące ciekły dwutlenek węgla zgromadzony w butlach. W tym przypadku temperatura u wylotu dyszy wynosi od –65°C do –85°C, ale przy skórze jest oczywiście nieco wyższa. Istotne jest, że CO_2 oprócz fizycznego działania niskiej temp. może wywoływać również dodatkowe efekty biochemiczne, przyspieszające reakcję naczyniową (rozszerzenie drobnych naczyń krwionośnych po ich początkowym skurczu). We współczesnej fizykoterapii używa się również aparatury bazującej jedynie na ochłodzonym powietrzu (fot.4). Zrezygnowanie z cieczy kriogenicznych obniża bowiem znacznie koszty zabiegów. Powietrze zasysane jest przez urządzenie z otoczenia i chłodzone, aby jego temperatura u wylotu dyszy w zależności od modelu wynosiła około –40°C do –32°C. Nadmuch jest regulowany (350–1500 l/min) a aplikator należy trzymać w odległości 5–20 cm od ciała. Generalnie zabiegi krioterapii miejscowej stosuje się w stanach po urazach i przeciążeniach układu kostno-stawowego, w celu zmniejszenia obrzęków oraz zwiększenia zakresu ruchów a także do walki z bólem (np. przy rwie kulszowej).

Na koniec warto przypomnieć jeszcze o jednym aspekcie bezpieczeństwa stosowania czynników kriogenicznych. Należy bowiem liczyć się z faktem, że po uwolnieniu i gwałtownym odparowaniu ciekłego azotu oraz ogrzaniu gazu do temperatury otoczenia jego objętość gwałtownie wzrasta, co może doprowadzić do spadku koncentracji tlenu w powietrzu w zamkniętym pomieszczeniu. Aby zatem uniknąć związanego z tym zagrożenia (np. wystąpienia zawrotów głowy czy przyspieszenia tętna), należy bezwzględnie pamiętać o właściwej wentylacji. Jest ona również bardzo ważna w przypadku stosowania CO_2 jako medium chłodzącego.

Wprawdzie biofizyczne mechanizmy oddziaływania ultradźwięków, niskich i wysokich temperatur a przede wszystkim pól elektromagnetycznych na organizm oraz poszczególne tkanki są wciąż przedmiotem licznych badań naukowych, dynamiczny rozwój techniki sprawia, że fizykoterapia zyskuje coraz szersze możliwości zarówno w zakresie rehabilitacji pacjentów po rozmaitych urazach, ale również w przypadku podstawowej terapii wielu schorzeń. Należy jednak pamiętać, że pełne wykorzystanie jej potencjału wymaga nie tylko gruntownej wiedzy z fizjologii czy anatomii, ale przede wszystkim z biofizyki, która jest fundamentem całej, szeroko pojętej medycyny fizykalnej.

Literatura:

[1] W. Kasprzak, A. Mańkowska, Fizykoterapia, medycyna uzdrowiskowa i SPA, PZWL, Warszawa 2008, s. 5-23, 193 -257.
[2] A. Straburzyńska-Lupa, G. Straburzyński, Fizjoterapia, PZWL, Warszawa, 2004.
[3] T. Mika, W. Kasprzak, Fizykoterapia, PZWL, Warszawa, 2003.
[4] W. Kuliński, Fizykoterapia [w:] Rehabilitacja medyczna, t.1, pod red. A. Kwolka, Edra Urban & Partner, Wrocław 2015, 351-411.
[5] J. Rymaszewska i inni, Kodeks dobrej praktyki w krioterapii ogólnoustrojowej. Szkoła Wrocławska, wyd. 2, Wrocław 2019.
[6] W. Stryła, A.M Pogorzała, Zabiegi z zakresu fizjoterapii [w:] Rehabilitacja i pielęgnowanie osób niepełnosprawnych, pod red. M. Strugały i D. Talarskiej, PZWL, Warszawa 2014, s. 99-124.
[7] Podstawy fizjoterapii, cześć II Podstawy metodyczne i technika wykonywania niektórych zabiegów, pod red. J. Nowotnego, Wyd. Kasper, Kraków 2004, s. 91 – 167.
[8] R. Dymarek i inni, Podstawy biofizyczne i kliniczne fizykoterapii skojarzonej, Fizykoterapia 2011, nr 2, 42-48.
[9] A. J. Fenn, Thermal modeling theory for tissue heating [w:] Adaptive Phased Array Thermotherapy for Cancer, Boston 2009, 91-99.
[10] Y. Shindo, i inni, Evaluating microwave diathermy results using robotic arm guided temperature measurement system, Forum for Electromagnetic Research Methods and Application Technologies, 2017, 1-7.

eprasa.pl 0f0379b44b

Od nanocząstek do mikrokapsułek

Fizyczne rewolucje w medycynieFoto

Nanotechnologia coraz śmielej wkracza w nasze codzienne życie, dostarczając rozwiązań mogących zrewolucjonizować różne jego aspekty, przede wszystkim ochronę zdrowia.

Tomasz Kubiak

Wspominając początki interdyscyplinarnej nauki zajmującej się obiektami o wymiarach rzędu od kilku do kilkuset nanometrów (1 nm = 10^{-9} m), bardzo często przywołuje się słowa wybitnego fizyka i noblisty Richarda Feynmana: „tam na dole jest dużo miejsca" (ang. There's plenty of room at the bottom), wygłoszone na corocznym spotkaniu Amerykańskiego Towarzystwa Fizycznego w grudniu 1959 r. Tak naprawdę prawdziwy rozkwit nanotechnologii obserwujemy jednak dopiero od końca XX wieku, kiedy postępy w fizyce umożliwiły prowadzenie badań materiałowych na poziomie pojedynczych atomów czy cząsteczek. Z czasem z osiągnięć naukowców, zajmujących się wytwarzaniem i ustalaniem właściwości tak małych struktur, czerpać zaczęły również nauki medyczne i w ten sposób zrodziła się nanomedycyna.

Nanomedycyna

Zastanówmy się zatem, jakie perspektywy otwiera przed nami zastosowanie nanocząstek, nanokapsułek czy nieco większych od nich mikrokapsuł w diagnostyce i terapii. Zapewne w pierwszej kolejności na myśl przychodzi wykorzystanie wspomnianych struktur jako transporterów dostarczających leki bezpośrednio do miejsca przeznaczenia, co nazywamy terapią celowaną. Powszechnie wiadomo, że w przypadku substancji podawanych w standardowy sposób, czyli dożylnie bądź doustnie, ich niespecyficzne oddziaływanie z komórkami organizmu może wywoływać wiele dotkliwych skutków ubocznych. Szczególnie uwidacznia się to w przypadku pacjentów leczonych cytostatykami używanymi rutynowo do chemioterapii nowotworów.[1]

Idealnym rozwiązaniem byłoby zatem, aby docierały one w sposób bezpieczny do obszaru guza i dopiero w jego obrębie były w sposób kontrolowany uwalniane. Jak więc to założenie zrealizować? Przykładowo naukowcy testują obecnie wiele systemów transportu opartych na nanocząstkach o strukturze rdzeń – powłoka. Wewnętrzna cześć takich struktur, czyli wspomniany już rdzeń o średnicy od kilku do kilkunastu nm, może być wykonany ze złota, srebra, ditlenku tytanu TiO_2, tlenków żelaza (magnetytu Fe_3O_4 bądź maghemitu γ-Fe_2O_3) albo innych materiałów. W celu zapewnienia szeroko pojętej biokompatybilności pokrywa się go otoczką z odpowiedniego polimeru, np. dekstranu, chitozanu czy poli(glikolu etylenowego), czyli PEG.[2] Należy

[1] Więcej informacji o cytostatykach czytelnik znajdzie w tekście: Tomasz Kubiak, Leki cytostatyczne, czyli jak chemia pomaga zwalczać nowotwory, Chemia w Szkole, nr 2 (2017), s. 16-21.

[2] O polimerach zapewniających nanocząstkom biokompatybilność przeczytać można w artykule: Tomasz Kubiak, Polimery jako biozgodne pokrycia nanocząsteczkowych nośników leków, Chemia w Szkole, nr 6 (2016), s. 44-47.

[3] Zrozumienie fizycznych podstaw radioterapii ułatwi przestudiowanie artykułu: Tomasz Kubiak, Od konwencjonalnej radioterapii fotonowej do terapii hadronowej, czyli fizyka w leczeniu nowotworów, Fizyka w Szkole z Astronomią nr 6 (2016), s. 4-7 (artykuł znaleźć można również w e-wydaniu specjalnym Fizyki w Szkole z Astronomią „Współczesne zastosowania fizyki", nr 1 (2018), s. 60-63).

eprasa.pl 0f0379b44b

również wspomnieć, iż oprócz leków do nanotrasportera przyłączane mogą być również tzw. ligandy kierujące. Wchodzą one w specyficzne interakcje tylko z wybranymi receptorami obecnymi w dużych ilościach w miejscu docelowym, np. tkance nowotworowej, umożliwiając tym samym precyzyjne dostarczenie leku.

Oczywiście systemy transportu to nie tylko nanocząstki, ale również kapsułki. W ich wnętrzu substancje bezpiecznie docierają do miejsca przeznaczenia a następnie są uwalniane w sposób kontrolowany, np. w wyniku stymulacji odpowiednim bodźcem. Należy również pamiętać, iż oba wspomniane rodzaje nośników pozwolą dostarczać do miejsc docelowych nie tylko leki, ale również szczepionki czy geny. Co więcej zastosowanie nanocząstek w terapii nie ogranicza się tylko do transportu różnych substancji. Struktury posiadające rdzenie wykonane z materiałów o stosunkowo dużej liczbie atomowej (złota, platyny czy gadolinu) mogą bowiem pełnić rolę radiouczulaczy zarówno w radioterapii fotonowej jak i terapii hadronowej.[3]

Efekt wspomagający w leczeniu nowotworów uzyskuje się również, wykorzystując nanocząstki do lokalnego podgrzania chorych tkanek do 42-46°C, co nazywamy hipertermią. Taki wzrost temperatury zaburza funkcjonowanie białek wewnątrz komórek i przyczynia się do indukowania apoptozy, czyli ich programowanej śmierci. Wyróżniamy hipertermię magnetyczną, optyczną lub ultradźwiękową.

Z pierwszym przypadkiem mamy do czynienia, jeśli dostarczone do nowotworu nanocząstki z rdzeniem wykonanym z magnetytu (Fe_3O_4), maghemitu (γ-Fe_2O_3), ferrytu kobaltu ($CoFe_2O_4$) czy też ferrytu niklowego ($NiFe_2O_4$) są ogrzewane w wyniku działania pola magnetycznego o wysokiej częstotliwości. Natomiast jeśli na ciepło przetwarzana jest energia dostarczana przez spójne światło laserowe, mówimy o hipertermii optycznej. W tym miejscu warto wspomnieć, iż pożądane właściwości fototermiczne posiadają nanocząstki złota, dla których obserwujemy powierzchniowy rezonans plazmonowy. Z kolei hipertermia ultradźwiękowa wiąże się z zastosowaniem nanocząstek złota, tlenków żelaza czy tlenku grafenu w celu wzmocnienia efektów cieplnych związanych z absorpcją zogniskowanych wiązek ultradźwięków w patologicznych tkankach.

Dla zainteresowanych warto również dodać, iż doprowadzenie do lokalnego wzrostu temperatury powyżej 46°C, zwane termoablacją, wywołuje denaturację białek i uszkodzenie błon komórkowych, co w krótkim czasie doprowadza do gwałtownej śmierci komórek, czyli nekrozy. W ten sposób przy udziale nanocząstek, które zapewniają efektywną konwersję i transfer energii, chorą tkankę można bezpośrednio zniszczyć a nie tylko osłabić, uwrażliwiając na działanie cytostatyków czy promieniowania jonizującego.

Pamiętajmy jednak, że ogromny potencjał, jaki niesie ze sobą nanomedycyna, nie ogranicza się tylko do wykorzystania mikroskopijnych struktur do wspomagania procesu leczenia różnych chorób. Równie ważny jest rozwój szeroko pojętej diagnostyki. W najprostszym przypadku nanocząstki magnetyczne wykorzystywane są jako środki kontrastujące w obrazowaniu metodą magnetycznego rezonansu jądrowego (MRI).[4] Komercyjnie dostępne są już bowiem preparaty zawierające m.in. pokryte dekstranem superparamagnetyczne nanocząstki tlenku żelaza, które podane do wybranych tkanek pozwalają skracać czas relaksacji T_2.

Ale to nie jedyny przykład na to, że obrazowanie medyczne może czerpać szerokie korzyści z osiągnięć nanotechnologii. Warto chociażby wspomnieć kropki kwantowe, czyli półprzewodnikowe kryształy o wielkości od 2-10 nm. Te modyfikowalne struktury właśnie ze względu na przestrajalne właściwości optyczne idealnie nadają się do znakowania komórek. Po wzbudzeniu wykazują wąskie pasmo fluorescencji, zależne od ich rozmiarów, składu chemicznego i grubości otoczki. Umożliwiają obrazowanie głębiej położonych tkanek w bliskiej podczerwieni oraz wykrywanie przerzutów nowotworów. Co ciekawe mogą też stanowić biosensory do detekcji wybranych białek i kwasów nukleinowych.

Należy bowiem pamiętać, iż w medycynie często zachodzi potrzeba przeprowadzenia szybkiej i taniej analizy materiału biologicznego. Do identyfikacji i oceny ilościowej molekuł in vitro można wykorzystywać również bardziej zaawansowane urządzenia diagnostyczne oparte o nanotechnologię, czyli laboratoria chipowe (ang. lab-on-a-chip). Mimo całkowitych rozmiarów nieprzekraczających zwykle centymetra kwadratowego, dzięki zastosowaniu mikrofluidyki pozwalają one na automatyczną ocenę próbek zawierających pikolitrowe objętości cieczy i np. wykonanie gazometrii, zbadanie poziomu glukozy czy zawartości cholesterolu we krwi.

Oczywiście rozwój nauki sprawia, że powstaje coraz więcej różnorodnych wytworów nanotechnologii dedykowanych zastosowaniom biomedycznym. Nie sposób omówić ich wszystkich, nie mniej jednak warto poznać bliżej właściwości wybranych struktur i ich aplikacje.

Superparamagnetyczne nanocząstki tlenku żelaza

Nanocząstki tlenków żelaza: maghemitu γ-Fe_2O_3 i magnetytu Fe_3O_4 o średnicach od kilku do kilkunastu nanometrów cieszą się niesłabnącym zainteresowaniem naukowców. Głównym argumentem przemawiającym za wykorzystaniem właśnie takich struktur jako transporterów leków w terapii celowanej nowotworów są ich właściwości magnetyczne, które dają szansę na sterowanie cząstkami w krwiobiegu i ogniskowanie ich w miejscu docelowym przy użyciu zewnętrznego pola magnetycznego.

Aby przeprowadzić analizę zachowania się nanocząstek w polu magnetycznym, warto posłużyć się pojęciem magnetyzacji M, która stanowi sumę momentów magnetycznych μ dla N cząstek zgromadzonych w jednostce objętości V:

[4] O MRI można przeczytać w artykule: Tomasz Kubiak, Od protonów do diagnostyki, czyli obrazowanie metodą rezonansu magnetycznego, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 4, 2017, s. 4-9.

Foto - Fotolia

eprasa.pl 0f0379b44b

$$M = \frac{1}{V}\sum_{i=1}^{N}\mu_i$$

Należy zwrócić uwagę na fakt, że przy braku zewnętrznego pola magnetycznego wypadkowa magnetyzacja układu uśredniona jest do zera. Momenty magnetyczne cząstek, podlegających ruchom Browna, zorientowane są bowiem przypadkowo. Z kolei po przyłożeniu pola zaczynają się one porządkować bądź to na skutek obrotów całych cząsteczek albo jedynie w wyniku zmiany kierunku samych momentów magnetycznych, co określa się mianem rotacji Néela. Wzdłuż kierunku zewnętrznego pola magnetycznego pojawi się zatem wypadkowa magnetyzacja. Dla małych nanocząstek, które traktowane są jak pojedyncza domena, takie zachowanie określane jest mianem superparamagnetyzmu.

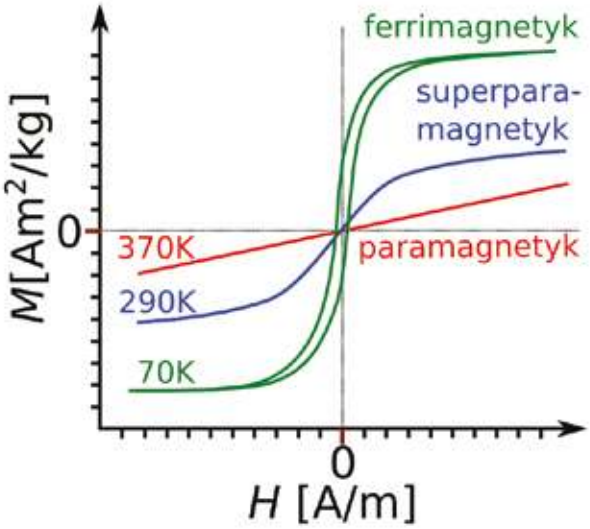
Co ciekawe, zwiększanie natężenia pola magnetycznego tylko początkowo przyczyniać się będzie do gwałtownego wzrostu magnetyzacji. W chwili, gdy większość cząstek ustawi się już wzdłuż jego kierunku, wartość magnetyzacji zbliży się bowiem do nasycenia.

Wnikliwi czytelnicy, którzy prześledzą rys. 1, zauważą, że obserwowane właściwości cząstek magnetycznych mogą zależeć nie tylko od ich rodzaju czy wielkości, ale również od temperatury. Poniżej tzw. temperatury blokowania T_B momenty magnetyczne wykazują bowiem zachowanie ferro- bądź ferrimagnetyczne. Dopiero, gdy fluktuacje termiczne zaczną przeważać nad anizotropowymi oddziaływaniami magnetycznymi, możemy mówić o superparamagnetyzmie. W wysokich temperaturach (powyżej temperatury Curie T_c) obserwowany jest natomiast stan paramagnetyczny.

W tym miejscu warto nadmienić, że bardzo dobrą metodą badania superparamagnetycznych nanocząstek tlenku żelaza jest spektroskopia elektronowego rezonansu paramagnetycznego (EPR), która pozwala uzyskać wiele informacji zarówno o właściwościach wnętrza ich rdzenia, jak i jego powierzchni.[5] W ogólności należy mieć świadomość, iż wraz ze zmniejszeniem średnicy cząstek rośnie udział atomów powierzchniowych w stosunku do frakcji atomów rdzenia, co wpływa nie tylko na strukturę, ale również na dynamiczne zachowanie nanocząstek. Silne oddziaływania dipolowe pomiędzy cząsteczkami odpowiadają za ich aglomerowanie. Aby zminimalizować to niekorzystne zjawisko stosuje się powłoki polimerowe, które przyczyniają się do ograniczenia wpływu sił wzajemnego przyciągania cząstek. Co ciekawe, odpowiednio dobrana otoczka pozwala utrzymać ich stabilność w roztworach wodnych przynajmniej przez miesiąc. Fot. 1 przedstawia roztwory nanocząstek magnetytu posiadające różne stężenia, co odzwierciedlone jest odmienną barwą próbek.

Warto również przypomnieć, iż zawiesiny koloidalne nanocząstek magnetycznych w cieczy nośnej często określa się mianem ferrocieczy. Jak już wcześniej wspomniano, mogą one znaleźć zastosowanie w tzw. hipertermii magnetycznej. Przypomnijmy, iż w wyniku zdalnej stymulacji nanocząstek z wykorzystaniem zmiennego pola magnetycznego o częstotliwości kilkuset kHz wydzielana jest energia termiczna. Zasadniczo odpowiedzialne są za to dwa procesy. Jeśli pod wpływem pola rotuje tylko moment magnetyczny a cząstka jako całość zachowuje swą pozycję, mamy do czynienia z relaksacją Néela

Fot. 1. Wodne roztwory nanocząstek tlenku żelaza różnią się barwą w zależności od stężenia.



Rys. 1. Przykładowa zależność wartości magnetyzacji od przyłożonego pola magnetycznego dla nanocząstek, dla trzech wybranych temperatur.

[5] O podstawach spektroskopii EPR można przeczytać w artykule: Tomasz Kubiak, Spektroskopia elektronowego rezonansu paramagnetycznego i jej przykładowe zastosowania w biofizyce i fizyce medycznej, Fizyka w Szkole z Astronomią, nr 2 (2016), s. 4-7.

eprasa.pl 0f0379b44b

i rozpraszaniem energii na skutek zmiany ustawiania atomowych momentów dipolowych w krysztale. Z kolei w przypadku relaksacji Browna, która ma związek z obrotem całej cząsteczki, ciepło uwalniane jest w otaczającym płynie w wyniku tarcia.

Wykorzystanie hipertermii magnetycznej w praktyce klinicznej jako metody wspomagającej leczenie nowotworów, poprzedzone być musi jeszcze wieloma badaniami obejmującymi zarówno aspekty fizyczne, jak i materiałowe. Fot. 2 przestawia przykładowe urządzenie wykorzystywane w laboratoriach do indukcyjnego nagrzewania nanocząstek. Problemem wymagającym rozwiązania pozostaje też opracowanie wydajnego sposobu dostarczania cząstek w obręb guza.

Fot. 2. Urządzenie do indukcyjnego nagrzewania roztworów nanocząstek stosowane w badaniach nad hipertermią magnetyczną.

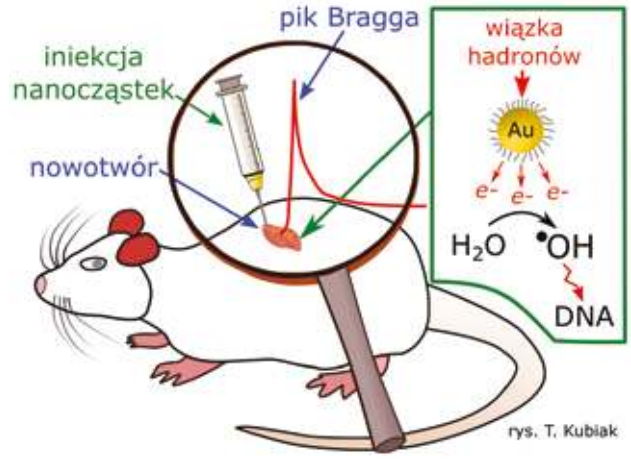
Nanocząstki jako radiouczulacze

Zapewne wszyscy zdają sobie sprawę, że stosowane podczas radioterapii promieniowanie jonizujące nie wykazuje selektywności w stosunku do komórek nowotworowych. Zatem na jego działanie narażone są również zdrowe tkanki, umiejscowione zarówno w bezpośrednim sąsiedztwie guza, jak i na drodze wiązki promieniowania. Dlatego trwają badania nad możliwością wykorzystania nanocząstek złota, platyny i gadolinu jako radiouczulaczy. Po zgromadzeniu się w tkance nowotworowej pozwoliłyby one poprawić efektywność zarówno klasycznej terapii fotonowej, jak i leczenia wiązkami protonów czy jonów węgla, poprzez lokalne zwiększenie skutków dostarczanej dawki.

Ustalono, iż w przypadku promieniowania rentgenowskiego efektem napromieniania nanocząstek o dużej liczbie atomowej jest zwiększona emisja fotoelektronów i elektronów Augera, co szczególnie widoczne jest dla energii rzędu kilkudziesięciu keV. Nanocząstki posiadają bowiem znacznie większy przekrój czynny na zjawisko fotoelektryczne niż tkanki miękkie. W wyniku emisji fotoelektronów w niskich powłokach elektronowych pojawiają się luki, które są następnie wypełniane elektronami z wyższych powłok.

Taka reorganizacja elektronów skutkuje oddaniem energii w postaci kwantów charakterystycznego promieniowania rentgenowskiego bądź energii kinetycznej, tzw. elektronów Augera. Te ostatnie, choć posiadają krótki zasięg, mogą niszczyć błony komórkowe i mitochondria komórek bezpośrednio sąsiadujących z cząstkami a także przyczyniać się do wytwarzania wolnych rodników.

W przypadku terapii hadronowej obecnie uważa się, że największy przyczynek do radiouczulającego efektu nanocząstek ma właśnie wzmożona emisja elektronów o niskiej energii. Wywołują one radiolizę wody w sąsiedztwie cząstek i powstanie rodników niszczących komórki nowotworowe, co przedstawiono obrazowo na rys. 2. Wprawdzie działanie nanocząstek jako radiouczulaczy zostało potwierdzone w wielu eksperymentach z wykorzystaniem zwierząt i hodowli komórkowych, ich potencjalne zastosowanie u ludzi wciąż jest utrudnione. Dzieje się tak m.in. ze względu na problemy z opracowaniem skutecznej metody pozwalającej na uzyskanie odpowiedniego rozkładu oraz stężenia cząstek w guzie, które przełożyłoby się na selektywne uwrażliwienie tego obszaru na promieniowanie jonizujące.



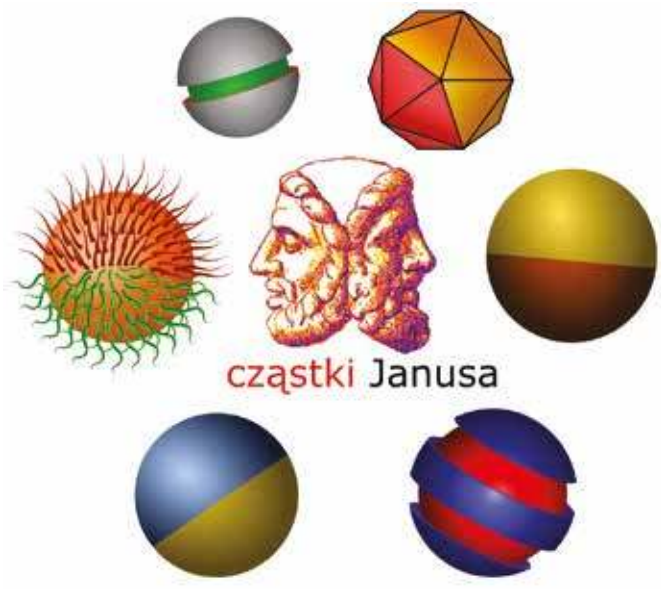
Rys. 2. Pokryte biokompatybilnym polimerem nanocząstki złota po wstrzyknięciu w obręb nowotworu mogą pełnić rolę radiouczulaczy w terapii hadronowej.

Cząstki heterogeniczne

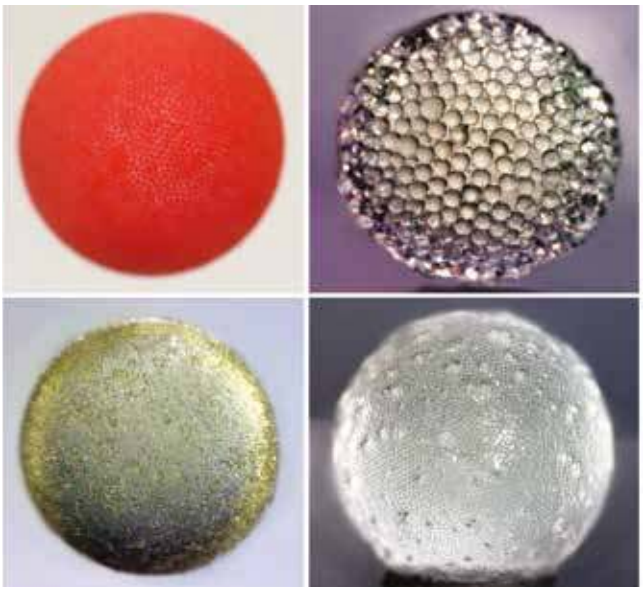
Coraz szersze biomedyczne zastosowania nanocząstek sprawiają, że poszukuje się struktur posiadających jednocześnie kilka różnych funkcjonalności. Wymagania te spełniają cząstki łaciate, złożone z przynajmniej dwóch składników o odmiennych właściwościach. W literaturze fachowej często przytacza się termin cząstki Janusa. Czytelnikom, zastanawiającym się nad jego źródłem, warto wyjaśnić, iż pochodzi on od nazwy rzymskiego boga Janusa, przedstawianego z dwiema głowami zwróconymi w przeciwne strony. Mitologiczne bóstwo posiada podwójne oblicze, a cząstki obszary o odmiennej charakterystyce (rys. 3). Dla zainteresowanych warto dodać, iż koncepcję cząstek Janusa przedstawił w 1991 roku francuski fizyk i noblista Pierre-Gilles de Gennes, podkreślając drzemiący w nich potencjał.

Współcześnie wytwarza się hybrydowe struktury o różnorodnych kształtach (sferyczne, cylindryczne, wydłużone, dyskowate, asymetryczne, a nawet przypominające hantle), które posiadają części wykonane z odmiennych

eprasa.pl 0f0379b44b



Rys. 3. Cząstki Janusa składają się z obszarów o odrębnych właściwościach.



Fot. 3. Obrazy mikroskopowe kapsuł złożonych z cząstek o różnych wielkościach.

materiałów, np. organicznych i nieorganicznych. Dzięki temu możliwe jest przestrzenne rozgraniczenie obszarów odpowiedzialnych za różne zadania. Dla przykładu region posiadający właściwości magnetyczne ułatwi nie tylko sterowanie cząstkami, ale również ich obrazowanie metodą MRI; część wykazująca właściwości fluorescencyjne lub plazmoniczne pozwoli na ich detekcję metodami optycznymi, natomiast obszar zawierający ligandy kierujące sprawi, że będą selektywne łączyły się tylko z wybranymi typami komórek.

Najciekawsze wydają się jednak nanostruktury zdolne do samodzielnego ruchu w roztworze czy na powierzchni błon biologicznych. W przyszłości mogą one być wykorzystywane np. do transportu leków ze względu na zdolność poruszania się pod prąd w stosunku do płynącej krwi

Mikrokapsułki

Mikrokapsułki to zazwyczaj sferyczne struktury posiadające mnóstwo zastosowań zarówno w przemyśle, jak i sferze usług. Aplikacje biomedyczne wiążą się przede wszystkim z możliwością ich wykorzystania do bezpiecznego transportu cząsteczek biologicznych czy substancji terapeutycznych. Taki ładunek zamknięty jest wewnątrz powłoki cechującej się ograniczoną przepuszczalnością. W drodze do miejsca docelowego nie wchodzi zatem w reakcje z otoczeniem, nie ulega dezaktywacji, a jego ewentualne toksyczne działanie jest ograniczone do minimum. Warto wspomnieć, iż ściany kapsuł mogą posiadać jedną lub kilka warstw wykonanych z różnych materiałów, np. kompleksów polielektrolitów.

Ciekawą grupą struktur są przedstawione na fot. 3 kapsuły tworzone przez cząstki polimerowe, unieruchomione na powierzchni kropli w wyniku spiekania. Należy jednak pamiętać, że zastosowania medyczne wymagają, aby transportery leków były biokompatybilne i biodegradowalne, co zapewnić może tylko odpowiednia otoczka. Dopiero wtedy będzie można wstrzykiwać je bezpośrednio do krwiobiegu albo podawać podskórnie, domięśniowo lub przezczaszkowo. Uwalnianie leku w wybranej lokalizacji ma charakter przedłużony lub wiąże się z koniecznością uszkodzenia powłoki w wyniku oddziaływania czynnika zewnętrznego o charakterze fizycznym (np. promieniowanie podczerwone, ultradźwięki), chemicznym (np. zmiana pH) bądź biologicznym (np. działanie enzymów).

W niniejszym artykule ze względu na obszerność tematu przedstawione zostały właściwości oraz potencjalne zastosowania medyczne tylko kilku wybranych rodzajów nano- i mikrostruktur. Pamiętajmy jednak, że każdego dnia interdyscyplinarne zespoły naukowców, pracują intensywnie nad rozwojem technik wytwarzania oraz charakteryzowania coraz bardziej innowacyjnych materiałów. Ich potencjalne zastosowanie w diagnostyce i terapii wywoła zapewne tytułową rewolucję w medycynie, której, miejmy nadzieję, wszyscy będziemy świadkami.

LITERATURA

[1] M. G. Krukemeyer i inni, History and possible uses of nanomedicine based on nanoparticles and nanotechnological progress, Journal of Nanomedicine & Nanotechnology, 2015, 6(6), s. 336 (1-7).
[2] T. Kubiak, Nanoparticles as radiosensitizers in photon and hadron radiotherapy, Acta Bio-Optica et Informatica Medica Inżynieria Biomedyczna, 2017, 23(1), s. 29-36.
[3] H. Boulaiz i inni, Nanomedicine: Application Areas and Development Prospects, International Journal of Molecular Sciences, 2011, 12, s. 3303-3321.
[4] C. Kaewsaneha i inni, Janus colloidal particles: preparation, properties, and biomedical applications, ACS Applied Materials & Interfaces, 2013, 5, s. 1857-1869.
[5] T. Kubiak, Wykorzystanie pokryć z poli(glikolu etylenowego) i chitozanu do zapewnienia biokompatybilności nanocząstkom w aplikacjach biomedycznych, Polimery w Medycynie, 2014, 44(2), s. 119-127.
[6] A. E. Deatsch, B. A. Evans, Heating efficiency in magnetic nanoparticle hyperthermia, Journal of Magnetism and Magnetic Materials, 2014, 354, s. 163-172.
[7] T. Kubiak, Badanie metodą EPR funkcjonalizowanych nanocząstek magnetytu w surowicy i pełnej krwi ludzkiej, UAM Poznań, 2016, s. 10-43.
[8] A. Walther, A. H. E. Müller, Janus Particles: Synthesis, Self-Assembly, Physical Properties, and Applications, Chemical Reviews, 2013, 113, 5194-5261.

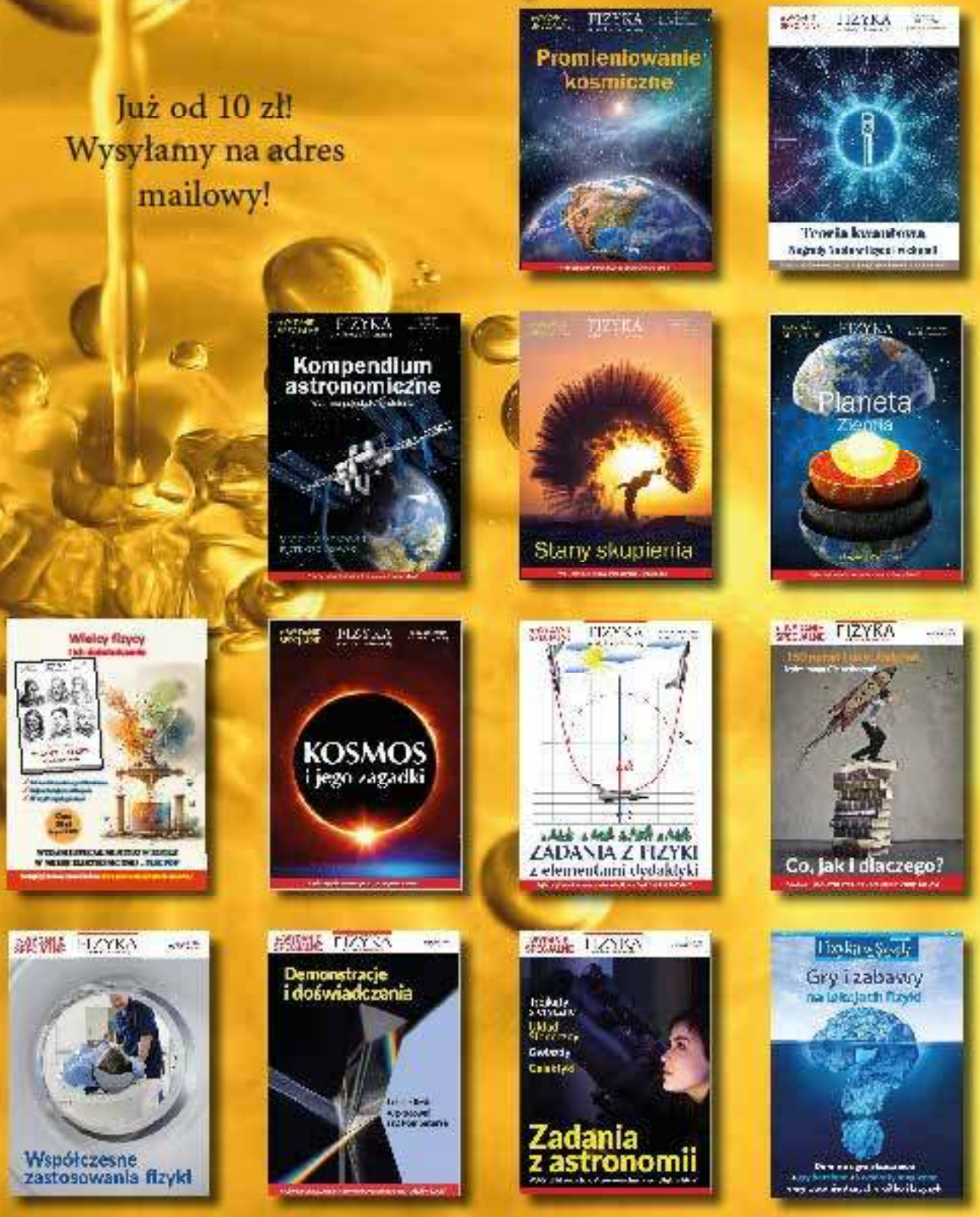
eprasa.pl 0f0379b44b

Cyfrowe wydania specjalne

Fizyki w Szkole

Tylko w wersji PDF!

Już od 10 zł!
Wysyłamy na adres mailowy!



Szczegóły i formularz zamówienia na www.aspress.com.pl/wydania-specjalne/

eprasa.pl 0f0379b44b