

Inżynieria biomedyczna

Wybrane obszary zastosowań

Monografie – Politechnika Lubelska



Politechnika Lubelska
Wydział Mechaniczny
ul. Nadbystrzycka 36
20-618 LUBLIN

Inżynieria biomedyczna

Wybrane obszary zastosowań

oprac. zbiorowe pod red.
Ryszarda Maciejewskiego
Jarosława Zubrzyckiego



Politechnika Lubelska
Lublin 2012

Recenzenci:

dr hab. inż. Krzysztof Jóźwiak, prof. Uniwersytetu Medycznego w Lublinie
dr hab. inż. Antoni Świć, prof. Politechniki Lubelskiej

Publikacja wydana za zgodą Rektora Politechniki Lubelskiej

© Copyright by Politechnika Lubelska 2012

ISBN: 978-83-63569-04-4

Wydawca: Politechnika Lubelska
ul. Nadbystrzycka 38D, 20-618 Lublin
Realizacja: Biblioteka Politechniki Lubelskiej
Ośrodek ds. Wydawnictw i Biblioteki Cyfrowej
ul. Nadbystrzycka 36A, 20-618 Lublin
tel. (81) 538-46-59, email: wydawca@pollub.pl
www.biblioteka.pollub.pl
Druk: TOP Agencja Reklamowa Agnieszka Łuczak
www.agencjatorp.pl

Elektroniczna wersja książki dostępna w Bibliotece Cyfrowej PL www.bc.pollub.pl

Nakład: 100 egz.

Spis treści

1. Biomechanika kości oraz jej metabolizm, a osteoporoza	9
1.1. Wstęp	9
1.2. Biomechanika kości w ujęciu historycznym.....	10
1.3. Rozwój struktury kości pod kątem biomechanicznym od poczęcia do okresu dorosłości	11
1.4. Biomechanika tkanki kostnej u dorosłych	13
1.5. Starzenie się organizmu i jego wpływ na jakość tkanki kostnej.....	14
1.6. Badania nad strukturą kości i zastosowanie najnowszych metod diagnostycznych	16
1.7. Podsumowanie rozdziału	19
2. Analiza zmienności warunków meteorologicznych jako czynnika ryzyka przy oznaczaniu prawdopodobieństwa klinicznego w diagnostyce zatorowości płucnej	21
2.1. Wstęp	21
2.2. Diagnostyka	24
2.3. Rola D-Dimerów w diagnostyce.....	25
2.4. Badanie USG kończyny dolnej.....	27
2.5. Wpływ pogody na zatorowość.....	30
2.6. Analiza korelacyjna danych wejściowych	31
2.7. Podsumowanie rozdziału	38
3. Geneza i rozwój akustycznych badań zaburzeń fonacji z wykorzystaniem sieci neuronowych Elmana	41
3.1. Znaczenie wzorców mowy osób zdrowych	41
3.2. Od tego się zaczęło - oscylogram	42
3.3. Metody analizy akustycznej.....	44
3.4. Wejście w nowoczesność.....	47
3.5. Metodyka badań własnych.....	48
3.6. Podsumowanie rozdziału	50
4. Wykorzystanie IT w medycynie – studium możliwości w świetle dostępnych technologii	51
4.1. Wstęp	51
4.2. Rys historyczny	52
4.3. Kluczowe zagrożenia.....	54
4.4. Ostrzeganie kryzysowe	55
4.5. Wypadek – jak wesprzeć zespół ratunkowy	56
4.6. Karetka i rozwiązania IT w zasięgu ręki.....	58

4.7. W jakich kierunkach pracuje świat.....	59
4.8. Rozwiązania sprzętowe dostępne w chwili obecnej i ich szacunkowa wycena	62
4.9. Koncepcja układu systemów informatycznych (oprogramowania) i ich wykorzystania.....	64
4.10. Podsumowanie rozdziału	67
5. Bionika.....	69
5.1. Bionika – historia.....	70
5.3. Bardziej współcześnie.....	72
5.4. Badania bioniczne.....	73
5.6. Modelowanie	74
5.7. „Experiment in computo”	76
5.8. Strategie wykorzystania bioniki.....	78
5.9. Ciekawostki z życia roślin i zwierząt.....	81
5.9. Patenty natury w technice	84
5.10 Podsumowanie rozdziału	103
6. Implanty i protezy bioniczne	105
6.1. Implant ślimakowy	106
6.2. Implant wzrokowy	107
6.2.1. Implant wewnątrzgałkowy	107
6.2.2. Implanty siatkówkowe	108
6.3. Widzieć językiem	110
6.4. Sztuczne serce.....	111
6.4.1. Historia powstawania	112
6.4.2. Budowa sztucznego serca.....	112
6.4.3. Działanie sztucznego serca.....	113
6.4.4. Prognozy na przyszłość	113
6.5. Sztuczne mięśnie.....	114
6.6. Implanty w leczeniu schorzeń kręgosłupa	114
6.6.1. Implanty kręgosłupa dostępu operacyjnego przedniego	115
6.6.2. Implanty kręgosłupa dostępu operacyjnego tylnego	116
6.6.3. Śruby jako implanty kręgosłupa.....	116
6.7. Bioniczne protezy kończyny górnej.....	117
6.8. Bioniczne protezy kończyny dolnej.....	118
6.8.1. C-leg.....	119
6.8.2. Power Knee	119

6.8.3. Proprio foot	119
6.8.4. Oscar Pistorius	120
6.9. Zewnętrzny szkielet	121
6.9.1. HAL	122
6.9.2.HULC	123
6.10. Podsumowanie rozdziału	123
7. Zastosowanie biomateriałów w medycynie ze szczególnym uwzględnieniem kardiochirurgii i chirurgii naczyniowej	125
7.1. Wstęp	125
7.1. Charakterystyka biomateriałów stosowanych w kardiochirurgii – polimery.....	127
7.2. Charakterystyka biomateriałów stosowanych w kardiochirurgii – materiały węglowe.....	134
7.3. Charakterystyka biomateriałów stosowanych w kardiochirurgii – metale i ich stopy	136
7.4. Charakterystyka biomateriałów stosowanych w kardiochirurgii – bioceramika	142
7.5. Podsumowanie rozdziału	148
8. Optyka biomedyczna	149
8.1. Oddziaływanie promieniowania laserowego na poziomie molekularnym.....	154
8.1.1. Oddziaływanie promieniowania laserowego na komórkę i organelle komórkowe	155
8.1.2. Oddziaływanie promieniowania laserowego na poziomie tkanki ..	156
8.2. Oddziaływanie fotochemiczne.....	158
8.3. Oddziaływanie termiczne	159
8.4. Oddziaływanie elektromechaniczne	159
8.5. Fotoablacja.....	160
8.6. Ablacja plazmowa.....	160
8.7. Oddziaływanie w procesie terapii fotodynamicznej	161
8.8. Wykorzystanie laserów w medycynie	162
8.9. Przykłady laserów.....	172
9. Komputerowe wspomaganie projektowania endoprotezy stawu kolanowego człowieka.....	177
9.1. Budowa stawu kolanowego człowieka	178
9.2. Biomechanika stawu kolanowego człowieka	180
9.3. Endoprotezy stawu kolanowego	184

9.4. Klasyfikacja typów endoprotez stawu kolanowego.....	186
9.5. Projekt endoprotezy stawu kolanowego	188
9.6. Podsumowanie rozdziału	196
10. Modelowanie rozkładu temperatury w komorze do hodowli tkankowej...	199
10.1. Wprowadzenie.	199
10.2. Model komory i aplikacja w języku skryptowym Lua	199
10.3. Zastosowanie Metody Elementów Skończonych.	203
10.4. Podsumowanie rozdziału	205
Bibliografia	207

1. Biomechanika kości oraz jej metabolizm, a osteoporoza

1.1. Wstęp

Tkanka kostna jest głównym składnikiem szkieletu organizmu dorosłego człowieka. Składa się z istoty zbitiej oraz istoty gąbczastej, które zasadniczo budową i czynnością nie różnią się od siebie [61]. Kości są istotnymi składnikami układu ruchu: pełnią funkcję ochronną dla narządów wewnętrznych oraz stanowią dźwignię w łańcuchach biomechanicznych [3, 136]. Ostatecznie ukształtowana tkanka kostna charakteryzuje się dużą wytrzymałością mechaniczną oraz wysokim stopniem twardości, ponieważ zawiera ona 60-70% składników mineralnych, głównie soli wapnia [61,58]. Pod względem fizycznym kość jest tworzywem twardym. Podłoże organiczne daje jej jednak znaczny stopień sprężystości, zaś zawartość hydroksyapatytu sprawia, że tkanka kostna jest bardzo wytrzymała na ciśnienie ($12,5-17 \text{ kg/mm}^2$ – podobnie do żelaza kutego) oraz nieco mniej na rozciąganie ($9-12 \text{ kg/mm}^2$ – podobne do mosiądzu lub żelaza lanego). Natomiast pod względem biologicznym kość stanowi masę, ulegającą ustawicznej przemianie, ma zdolność do regeneracji, daje się przeschzczepiać i dostosowuje się morfotycznie do zmiennych warunków [136].

Czynnościowa architektonika kości, zarówno gąbczastej, jak i zbitiej, podlega tym samym zasadom, które obowiązują w mechanice przy budowie łuków i dźwigni [136]. Dlatego przy ocenie biomechaniki tkanki kostnej można zastosować zasady i terminy obowiązujące w mechanice klasycznej układów fizycznych ciał stałych sprężystych [3]. Odporność kości pozwala nie tylko na wytrzymywanie normalnego, statycznego obciążenia, ale także na jego zwiększanie, np. w trakcie biegów lub skoków, oraz na dostosowywanie się do zmieniających warunków otoczenia [136]. Właściwości elastyczne pozwalają kości na przyjmowanie obciążenia wynikającego z działania sił grawitacji oraz ludzkich ruchów. Do tego potrzebne jest zachowanie odpowiednich proporcji między sztywnością, która pozwala na przyjmowanie dużego ciężaru, a elastycznością, pozwalającą na przyjęcie i magazynowanie energii [147].

¹ Katedra i Klinika Ortopedii i Rehabilitacji Uniwersytetu Medycznego w Lublinie

² Katedra i Klinika Endokrynologii Uniwersytetu Medycznego w Lublinie

³ Katedra i Zakład Anatomii Prawidłowej Człowieka Uniwersytetu Medycznego w Lublinie

W zależności od miejsca występowanie kości oraz ich kształtu te proporcje znacznie różnią się. Meyer i Culmann, badając istotę gąbczastą, wykazali trajektorialną budowę kości, w której linie największego ciśnienia i rozciągania, zwane głównymi liniami napięcia lub trajektoriami, przecinają się pod kątem prostym, a pomiędzy nimi leży tzw. warstwa neutralna, nie podlegająca rozciąganiu i ściskaniu [136]. Ponadto kość cechuje się odpowiednio niską masą, która pozwala mięśniom na łatwe poruszanie nimi. Kolejnym parametrem, który wpływa na wytrzymałość kości, jest stosunek wymiaru przekroju poprzecznego trzonu (cross-setional) kości oraz warstwy korowej [147].

Gęstość mineralna kości zmienia się wraz z wiekiem, na skutek chorób oraz w wyniku intensywnych ćwiczeń fizycznych. Zmiany w strukturze kości obserwowane są także w trakcie gojenia złamań oraz w następstwie zabiegów operacyjnych [58].

1.2. Biomechanika kości w ujęciu historycznym

Już w XVII w. Kartezjusz, wybitny francuski matematyk, fizyk i filozof, przedstawił strukturalno-mechaniczną teorię pojmowania świata [65,139]. Prawie 200 lat później francuski przyrodnik Lamarck opisał teorię o zaniku wskutek niedoczynności, co można zinterpretować jako czynnościowe przystosowanie odnoszące się także do układu kostnego [65,91]. Francuski anatom Bourgerie w 1832 r. jako pierwszy zwrócił uwagę na fakt, iż architektonika kości gąbczastej nie jest przypadkowa [65,16]. Pogląd ten ugruntowali niemieccy uczeni Culmann w 1866 r. i Meyer w 1867 r. [65,139]. Natomiast w 1869 r. Wolff opisał zależność pomiędzy kształtem kości, a ich czynnością [65, 189].

Kolejnym badaczem, zajmującym się biomechaniką tkanki kostnej był Roux. Stwierdził on w 1881 r., że kość dzięki czynności jej komórek, ma możliwość przystosowania się do zmiennych warunków mechanicznych [65]. Teorii tej zaprzeczył jednak w 1960 r. Pauwels, twierdząc, że siły ścinające pobudzają wytwarzanie włókien kolagenowych, a ciśnienie hydrostatyczne płynów tkankowych sprzyja tworzeniu chrząstki [65,118].

W 1896 r. Rauber jako pierwszy badał systematycznie wytrzymałość próbek szkieletu [65,135]. Kilka lat później Messerer odkrył zależność wytrzymałości kości od płci i wieku człowieka, używając do tego urządzenia hydraulicznego i preparatu izolowanych kości kończyny dolnej człowieka. Opisał także różne rodzaje złamań charakterystyczne dla poszczególnych obciążeń [65,139].

Druga połowa XX wieku przyniosła kolejne odkrycia w zakresie biomechaniki tkanki kostnej. W 1957 r. Evans, w swoich rozważaniach na temat

istoty budowy kości, wskazał, że czynnik biologiczny decyduje o tworzeniu kości i jest ważniejszy niż czynnik mechaniczny [65,38]. W tym samym roku Fukada i Yasuda wykryli anizotropię tkanki kostnej, czyli różnice we własnościach fizycznych, np. podatności na przenikanie fal akustycznych czy wywoływanie zjawiska piezoelektrycznego, w zależności od kierunku badania [65,46]. Anizotropie parametrów mechanicznych potwierdził także Katz [65,78]. Natomiast w 1958 r. Knese porównał budowę warstwy korowej do betonu wzmocnionego wiązkami stalowych prętów, wyróżniając 5 stopni wewnętrznej organizacji kości: włókna kolagenowe, blaszki złożone z włókien kolagenowych, pierwotne i wtórne układy blaszek oraz układ korowo-gąbczasty. Kilkanaście lat później, w 1969 r. Vogel badał wpływ hormonów na tkankę kostną, stwierdzając dwufazowy wpływ glikokortykosteroidów na parametry biochemiczne kości, polegający na tym, że krótkotrwałe stosowanie hydrokortyzonu przyczynia się do wzrostu wytrzymałości kości (złamania doświadczalnych u szczurów), natomiast długotrwałe jego działanie powoduje zmniejszenie sił wywołujących złamania trzonów kości udowych podczas prób trójpunktowych [65].

Trafność sugestii o niejednorodności przestrzennej budowy części korowej kości udowej wykazały badania prowadzone m.in. przez Reilly'ego i Burnsteina w roku 1974 [65,138]. Carter i Hayes w 1976 r. odróżniali fazę stałą i ciekłą kości: szpik, naczynia krwionośne, tkankę nerwową i komórki tkanki kostnej [65,21]. Natomiast w 1981 r. Hayes i Snyder, dyskutując na teorię Wolffa o kości gąbczastej, sformułowali wniosek o ograniczonym zastosowaniu matematyki do programowania procesów przebudowy kości [65,139]. Burr i Martin w 1992r. wykazali doświadczalnie znaczenie bodźców mechanicznych, sprzyjające kościotworzeniu [65,19].

Badania te wywarły wpływ na obecne pojmowanie zarówno biomechaniki, jak i anatomii i fizjologii tkanki kostnej.

1.3. Rozwój struktury kości pod kątem biomechanicznym od poczęcia do okresu dorosłości

W zarodku ludzkim tkanka kostna pojawia się w końcu 2. miesiąca jego rozwoju, powstając albo bezpośrednio z tkanki łącznej zarodkowej, albo na podłożu tkanki chrzęstnej [61]. Materiał w postaci jonów wapnia, magnezu oraz fosforu jest dostarczany do płodu przez łożysko. Sposób kostnienia uwarunkowany jest przez ekspresję licznych genów oraz wpływ czynników, które powodują, że komórki macierzyste przekształcają się w chondroblasty tworzące tkankę chrzęstną. Do 8. tygodnia ciąży powstają rusztowania tkanki

chrzęstnej palców i stawów. Pierwotne kostnienie trzonów kręgosłupa i kości długich następuje do 12. tygodnia ciąży. Dopiero w trzecim trymestrze ciąży można mówić o intensywniej mineralizacji. W 34. tygodniu zapoczątkowuje się wtórne kostnienie w kościach udowych – tworzą się płytki wzrostu, jakkolwiek większość nasad pozostaje chrzęstna do czasu porodu [84]. Kości płaskie tworzą się na podłożu łącznotkankowym, a długie na podłożu chrzęstnym. Kości długie rosną na długość na swoich końcach. Dzieje się tak dzięki liczным podziałom komórek chrząstki nasadowej, które są ułożone w kolumnach w długiej osi kości. Jednocześnie w komórkach, które znajdują się bliżej przynasad, następuje powiększanie się wielkości oraz zwyrodnienie, czemu towarzyszy rozwój naczyń krwionośnych i postępujące zwapnienia. W tych miejscach powstaje kość gąbczasta. Natomiast przyrost kości na grubość zachodzi, gdy rozwijają się nowe warstwy od strony okostnej – tzw. apozycja. Wraz z dojrzewaniem płciowym zmieniają się proporcje w rozkładzie istoty mineralnej oraz włókien kolagenowych.

Możliwe jest określenie tempa wzrostu organizmu. Szybkie wzrastanie występuje do 5.-6. roku życia. Do 10. roku życia u dziewczynek następuje zwolnienie wzrastania kości. U chłopców ten proces zachodzi do 12. roku życia. Po tym czasie występuje wzrostowy skok pokwitaniowy. Stosunek masy kości do ich wielkości zostaje ustalony jeszcze przed okresem dojrzewania. Natomiast po 18. roku życia u chłopców i 15. u dziewczynek ponownie następuje zwolnienie wzrostu. Chrząstki nasadowe całkowicie zanikają u kobiet około 20. roku życia, a u mężczyzn około 25. roku życia [125].

Powstawanie kości pobudzane jest przez liczne czynniki, takie jak: wzrost, białka morfogenetyczne oraz czynniki fizyczne. Mogą to być zarówno siły ucisku jak i rozciągania. W zależności od lokalizacji kości w organizmie dany czynnik fizyczny może działać przeciwnie. Ogólnie przyjmuje się, że obciążenie małe i umiarkowane pobudza wzrastanie, ale gdy długotrwały ucisk na rosnącą kość w jej długiej osi przekracza siłę tolerancji, wówczas wzrastanie jest zahamowane. Spowolnienie wzrostu jest wprost proporcjonalne do wielkości siły nacisku oraz czasu trwania przeciążenia. Nierównomierny silny nacisk powoduje nierównomierne rośnięcie – zniekształcenie osiowe kończyny. Ucisk o sile działającej prostopadle do długiej osi kończyny powoduje, że kość grubieje w miejscu ucisku, a beleczki kości gąbczastej układają się wzdłuż linii zgodnej z kierunkami sił nacisku. Równolegle po stronie przeciwnej do ucisku następuje resorpcja kości. Procesy te związane są z prawidłowym ukrwieniem tkanki kostnej. Zwiększenie ukrwienia powoduje szybszy wzrost, a słabsze unaczynienie spowalnia rośnięcie [147,84,21].

W dojrzałej kości można wyróżnić warstwę korową (zbitą) oraz wewnętrzną kość gąbczastą, w której wyróżniamy beleczki kostne [147]. Jak wykazały badania prowadzone przez Benninghoffa, pasma istoty gąbczastej przedłużają się w pasma osteonów istoty zbitej. Natomiast w obrazie mikroskopowym wyróżniamy komórki kostne - osteoblasty oraz osteocyty, włókna kolagenowe, macierz kostną składającą się głównie ze związków wapnia, magnezu i fosforu oraz komórki kościogubne – osteoblasty [65]. Jednostką czynnościową tkanki kostnej jest basic multicellular unit (BMU) [66].

1.4. Biomechanika tkanki kostnej u dorosłych

Po zakończeniu wzrostu zachodzi proces zwany przebudową (remodelingiem). Polega on na przebudowie kości i trwa do końca życia. Oprócz procesów anabolicznych zachodzących dzięki osteoblastom, już od życia płodowego zachodzą także reakcje polegające na resorpcji kości. Kość jest resorbowana przez osteoklasty, a następnie tworzona przez osteoklasty [147, 21]. Jest to uzależnione od warunków i czynników, które wpływają na daną lokalizację. Odpowiednio w miejscach, gdzie wytrzymałość powinna być zwiększona, nasila się tworzenie kości, natomiast w miejscach, gdzie obciążenia zmniejszają się, przeważa resorpcja. W zależności od potrzeb, w ciągu życia zmienia się kształt, wielkość oraz obrót kostny, natomiast masa pozostaje w miarę stała. Jakkolwiek zdolność do remodelingu zmniejsza się po osiągnięciu przez kość maksymalnej długości [147, 66].

Twardość kości zwiększa się, gdy rośnie stosunek ilości istoty mineralnej – hydroksyapatytu – do włókien kolagenowych. Elastyczność natomiast rośnie, gdy wzrasta stosunek ilości włókien kolagenowych kości do istoty mineralnej. Istotne jest także wzajemne ułożenie włókien wobec siebie. Może ono różnić się nawet o 90 stopni, co pozwala na opór wobec sił działających z różnych kierunków, m.in. po zadziałaniu poszczególnych grup mięśniowych. Także jakość włókien ma wpływ na wytrzymałość [147]. Dlatego istotna jest prawidłowa struktura kolagenu typu I, który tworzy włókna białkowe w kościach. Zaburzenia w jego prawidłowej syntezie mogą objawiać się licznymi chorobami. Przykładem wrodzonego zaburzenia budowy kolagenu jest uwarunkowana genetycznie samoistna łamliwość kości – osteogenesis imperfecta [168].

Zjawisko przebudowy dotyczy całej kości, ale jego intensywność może być różna w różnych obszarach danej kości. Sprawia to, że w przeciwieństwie do jednorodnych metalowych materiałów, które posiadają identyczne właściwości na rozciąganie w różnych kierunkach, czyli są izotropowe, kość wykazuje

anizotropię. W zależności od kierunku działania siły i miejsca jej przyłożenia można określić różne parametry danych rejonów kości. Jest to efekt zmienności w kompozycji włókien względem istoty mineralnej [147].

Określono, że moduł elastyczności dojrzalej kości korowej wynosi 18GPa (gigapaskali) przy axialnym przyłożeniu siły, 12GPa w poprzecznym, oraz 3,3GPa przy siłach ścinających (shear). Właściwości kości gąbczastej zależą od wielu różnych parametrów, takich jak ułożenie beleczek kostnych, ich wzajemne połączenie oraz gęstość. W zależności od lokalizacji moduł elastyczności kości beleczkowej mieści się w granicach od 0,1 do 3,5 GPa [25]. Oczywiście wraz ze wzrostem porowatości i mineralizacji kości maleje jej elastyczność [140,25].

Innymi aspektami, które wpływają na wytrzymałość tkanki kostnej są takie parametry jak krzywizna i obwód kości oraz jej geometria i przekrój poprzeczny.

1.5. Starzenie się organizmu i jego wpływ na jakość tkanki kostnej

Niestety już w okresie dorosłości może zacząć się utrata ilości tkanki kostnej. Zdolność do tworzenia nowej kości przez osteoblasty może zmniejszać skutki resorpcji. U kobiet po menopauzie przebudowa jest znacznie nasiloną. Wpływa na to niedobór estrogenów, który ogranicza zdolność osteoblastów do tworzenia macierzy kostnej, a także sprawia, że długość ich życia jest krótsza. Ponadto w warunkach normalnych estrogeny hamują osteoklastogenezę i pobudzają apoptozę osteoklastów, co powoduje stopniową utratę grubości warstwy korowej, liczby beleczek kostnych i spadek gęstości mineralnej kości (BMD) [88]. Do przyspieszonej resorpcji kości dołącza się nasilający ujemny bilans wapniowy. U części kobiet dochodzi do utraty nawet 10% masy szkieletu. Powoduje to zmniejszenie jej wytrzymałości i predysponuje do złamańiskoenergetycznych. Zahamowanie resorpcji w tym momencie daje szansę normalizacji przebudowy kości, a w konsekwencji zatrzymania ubytku tkanki kostnej i zmniejszenia zagrożenia złamaniami [38].

Złamaniaiskoenergetyczne dotyczą przede wszystkim trzonów kręgowych, dalszego końca kości udowej (jako złamania szyjki i okołokrętarzowe), dalszego końca kości promieniowej (tzw. złamanie Collesa) oraz bliższej części kości ramiennej, chociaż mogą wystąpić w każdej części szkieletu [30,157].

Osteoporoza jest układową chorobą szkieletu, charakteryzującą się ubytkiem masy kostnej i zaburzeniami mikroarchitektury kości, prowadzącymi do osłabienia ich wytrzymałości i w następstwie do złamań pod wpływem niewielkich urazów (tzw.iskoenergetycznych). Podłożem osteoporozy są zmniejszenie masy i gęstości kości oraz pogorszenie jakości tkanki kostnej [13].

Do ubytku w wyniku nasilonej resorpcji, której nie towarzyszy odpowiednie odkładanie nowej kości, dochodzi początkowo w kości gąbczastej (beleczkowej), następnie zmiany rozwijają się w kości korowej (zbitej). U dorosłych tworzenie i resorpcja kości zachodzą równolegle, a roczny ubytek kości wynosi ok. 0,5%. Postępujący spadek masy i gęstości kości, większy niż 0,5% rocznie, oraz pogorszenie jakości kości jest następstwem zwiększonego obrotu kostnego. Proces ten występuje wówczas, gdy procesy resorpcji przeważają nad tworzeniem kości, co doprowadza do zmniejszenia mechanicznej wytrzymałości szkieletu i zwiększenia zagrożenia złamaniami [13,97].

Szczytowa masa kostna PBM (peak bone mass), tzn. największa masa (a przy tym także gęstość mineralna) szkieletu, uzyskiwana ok. 35r.ż., jeden z najważniejszych niezależnych czynników kształtujących ryzyko osteoporozy i złamań, jest większa u mężczyzn niż u kobiet. Przyjmuje się, że do 95% PBM osiąga się w drugiej dekadzie życia, pozostałe zaś 5% do 35r.ż. [13].

W rozpoznawaniu osteoporozy najczęściej stosujemy pomiar gęstości mineralnej (densytometria) oraz badanie radiologiczne. Dodatkowe informacje uzyskujemy wykonując tomografię komputerową i rezonans magnetyczny. Obecnie obowiązującym, zgodnie z zaleceniami WHO, standardem w rozpoznawaniu osteoporozy jest pomiar gęstości kości (BMD) metodą DXA w szyjce kości udowej (bliższym końcu kości udowej) lub kręgosłupie. Podstawowe wyniki pomiaru podaje się w wartościach bezwzględnych g/cm². Aparaty densytometryczne wyposażone są w programy pozwalające porównać wynik badanego pacjenta do normy w postaci procentów oraz wskaźników „T-score” i „Z-score”. Wskaźnik „Z” oznacza o ile wynik badania danego chorego różni się od średniej BMD dla grupy w tym samym wieku. Wskaźnik „T” porównuje ten wynik do BMD grupy w wieku 30-35 lat, kiedy szkielet człowieka osiąga masę szczytową. Na podstawie wartości wskaźnika „T” WHO podaje następujące kategorie diagnostyczne:

Rozpoznanie T-score

Norma + 1.0 do - 1.0

Osteopenia - 1.0 do -2.4

Osteoporoza < - 2.5

Zaawansowana OP < - 2.5 oraz jedno lub więcej złamań [30,175].

Dla dzieci jako dolną granicę osteopenii przyjmuje się 2 SD poniżej wartości należnej dla wieku i płci (Z-score). Poniżej tych wartości rozpoznaje się już osteoporozę [30].

Zmiany morfologiczne w przebiegu osteoporozy wyrażone są poprzez ścięczenie beleczek kostnych, które cechuje utrata wzajemnych połączeń,

a często również mikroskopijne złamania. Ponadto zaznacza się ścieczenie istoty zbitnej kości, poszerzenie kanałów Haversa oraz ogniska resorpcji pod okostną i śródkostną [103].

Wykazane jest także, że wraz z wiekiem starzeniu ulega kolagen, przez co elastyczność kości maleje [147].

1.6. Badania nad strukturą kości i zastosowanie najnowszych metod diagnostycznych

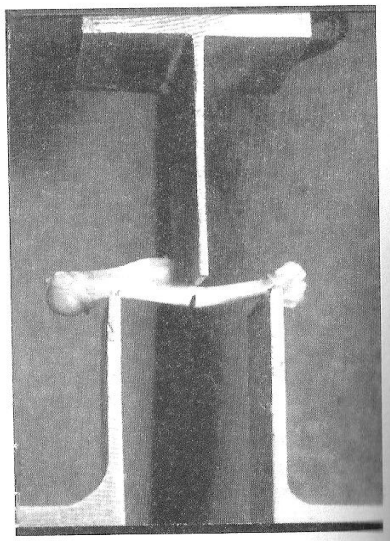
Standardem w badaniu kości jest densytometria kostna. Polega ona na pomiarze absorpcji promieniowania RTG. W metodzie DXA – absorpcjometria dwuenergetyczna – badanie wykonywane jest przy zastosowaniu naprzemiennie promieniowania wysoko- i niskoenergetycznego. Aparat określa natężenie promieniowania emitowanego przez lampę oraz jego wielkość zmierzoną po przejściu przez badany fragment ciała. Ponieważ dawka ta jest proporcjonalna do masy obiektu, aparat może także podać wagę badanego. Dzięki temu, że absorpcja obu rodzajów promieniowania (wysoko- i niskoenergetycznego) w kości jest w praktyce taka sama, ale zmienia się w tkankach miękkich, możemy uzyskać masę tkanek miękkich i tkanki kostnej [30].

Oprócz aparatów do pomiarów obwodowych (DXA przedramiona i pięty) stosowane są aparaty całego ciała (whole body). Część z nich można zastosować do pomiarów w ciele zwierząt doświadczalnych. U człowieka miejscami badanymi są kręgosłup lędźwiowy oraz szyjka kości udowej. Uzyskanym parametrem jest bezwzględna masa (BMC – bone mineral content) dla danej kości wyrażona w gramach (g). Natomiast gdy podzielimy tę wartość przez obszar pomiaru, to otrzymamy gęstość mineralną kości (BMD - bone mineral density; g/cm²). Wartości bezwzględne BMD są następnie porównywane do wyników badania grupy kontrolnej i wyrażone w formie procentów lub wskaźników „T” i „Z” score [30]. Dzięki temu możliwe jest zdiagnozowanie osteoporozy, osteopenii lub określenie, że pacjent jest zdrowy.

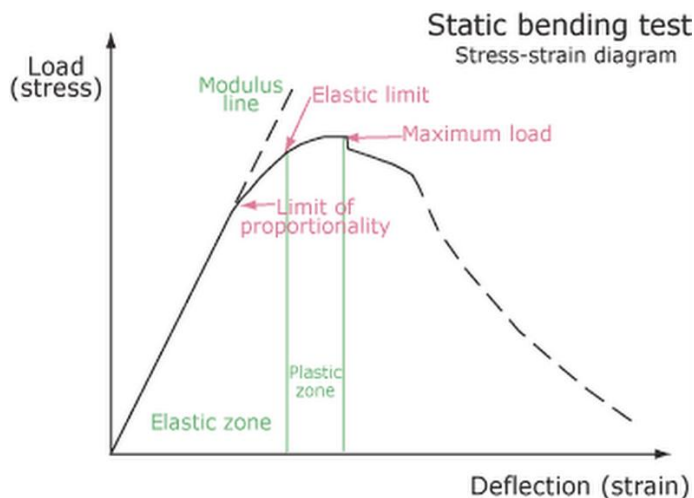
Pomimo że kości człowieka różnią się proporcjami zawartości kolagenu i istoty mineralnej, to skład kości jest podobny u większości ssaków, które poruszają się po lądzie. Również właściwości mechaniczne kości są dość pokrewne u większości ssaków [28]. Dlatego do konstruowania modeli doświadczalnych używa się zwierząt takich jak szczury. Często bada się kość udową szczurów, która poddawana jest licznym testom wytrzymałościowym. Po zadziałaniu na kości siły zewnętrznej określa się w nich takie parametry jak: naprężenie wewnętrzne (ang. Stress) i odkształcenie (ang. strain). W stosunku do całych kości oznaczamy: obciążenie (ang. load) oraz odkształcenie całkowite

(ang. Deformation) [37]. Zgodnie z kryteriami Burnsteina i Frankela przyjmujemy, że przy próbach wytrzymałościowych wyizolowanych kości złamania w wyniku zastosowanego obciążenia są podobne do naturalnych uszkodzeń urazowych. Ponadto przyjmujemy, że gdy obciążenia dotyczą całej kości, to złamaniu ulega jej najsłabsza część, a sposób obciążania podczas próby nie zależy od kształtu kości. Każde doświadczalne obciążenie następuje z kontrolowaną prędkością, a jego skutki są powtarzalne [20].

Stosując się do takich założeń możliwe jest przeprowadzenie trójpunktowej próby wytrzymałości oraz próby wytrzymałości szyjki kości udowej. Próba trójpunktowa jest odpowiednikiem złamania trzonu kości długich w skutek urazu bezpośredniego. Stosujemy ją zarówno do badania całych kości, jak i przygotowanych próbek; belka (kość) podparta na obu końcach ulega ugięciu w środkowej części (rys.1). Dochodzi tutaj do wzrostu napięcia wskutek rozciągania po stronie wypukłej oraz ściskania po stronie wklęsłej. Po zadziałaniu odpowiedniej siły badany materiał ulega złamaniu. Wartość działającej siły oznacza się na osi rzędnych, a na odciętych przemieszczenie głowicy pomiarowej aparatury (rys. 2). Dzięki temu otrzymujemy wykres funkcji siły od przemieszczenia, który w środkowej części odpowiada zależności zgodnej z prawem Hooke'a. W myśl tego prawa wielkość odkształcenia ciał sprężystych jest wprost proporcjonalna do zastosowanej siły [37,65].



Rys. 1.1. Próba trójpunktowego obciążania kości ramiennej w celu jej złamania [65]



Rys. 1.2. Zależność odkształcenia od obciążenia. Opis: Load - obciążenie, Elastic zone – strefa elastyczności, Plastic zone – strefa plastyczności, Strain – naprężenia.
http://flysafe.raa.asn.au/scratchbuilder/wood_strength_values.html

Z analizy wykresu wnioskujemy m.in. o sztywności danego ciała, co przekłada się na pochylenie – stromość ramienia wznoszącego wykresu. Ponadto dla ciała sprężystego, którym jest kość, określa się moduł sprężystości Younga, jako zależność względnego odkształcenia liniowego ε materiału od naprężenia σ , jakie w nim występuje [65,78,37]. Najwyższy punkt wykresu, czyli siła łamiąca (ang. strength, breaking force, maximum load) określana jest mianem wytrzymałości – obciążeniem krytycznym, przy którym dochodzi do zniszczenia ciała przez jego pękanie. Pole pod krzywą do punktu maksymalnej siły odpowiada energii zaabsorbowanej przez próbkę zanim doszło do jej złamania. Jest to energia złamania. Możliwe jest także określenie punktu, w którym kształt krzywej zmienia się, wskazując fazę plastycznego, nieodwracalnego odkształcenia (yield point). W odniesieniu do kości, przekroczenie punktu sprężystości następuje, gdy znacznie wzrośnie ilość mikrozłamań w hydroksyapatycie i pęknięć włókna kolagenowe.

Natomiast próba wytrzymałości szyjki kości udowej polega na pionowym obciążaniu ustabilizowanej kości udowej. W efekcie powstaje złamanie szyjki kości udowej, które jest charakterystyczne dla ludzkiej kości o obniżonej wytrzymałości. Jest to jedno z najczęstszych złamań osteoporotycznych na

świecie. Istotą jest zmniejszenie wytrzymałości kości w okolicy szyjkowo-krętarzowej. Inne testy, takie jak próby na skręcanie i rozciąganie, choć wartościowe poznawczo, są rzadziej stosowane [1].

Ważną metodą analizującą biomechanikę kości zarówno u ludzi, jak i u zwierząt, jest przeprowadzenie tomografii komputerowej kości.

W badaniach na zwierzętach doświadczalnych stosuje się mikrotomografię komputerową. Pozwala ona odwzorować strukturę badanej kości w dwu- i trójwymiarowych projekcjach. W tym celu aparat microCT tworzy liczne dwuwymiarowe projekcje zdolności rozdzielczej rzędu 1 mikrometra, które następnie składane są w pożądaną obraz. Badający ma możliwość określenia stosunku warstwy korowej do reszty kości, zobrazowania beleczek kostnych, ich połączeń i gęstości [39].

Natomiast tradycyjna tomografia komputerowa przydaje się szczególnie w diagnostyce urazów i projektowaniu metod leczniczych. Dzięki uzyskanemu obrazowi 3D możliwe jest precyzyjne określenie miejsca i anatomii złamania, a przez to zaprojektowanie kształtu i osadzenia implantu. Mogą nimi być powszechnie stosowane protezy np. kości udowej czy biodra lub implanty uzupełniające ubytki kostne np. w czaszce. Ponadto dzięki szczegółowej projekcji możliwe jest osadzenie preparatów kościostępczych. Obraz 3D umożliwia stworzenie precyzyjnie dopasowanego implantu odpornego na bodźce mechaniczne [126, 131].

Jakkolwiek oprócz znajomości wyglądu złamania, konieczna jest wiedza odnośnie sił działających na daną kość zarówno w ruchu, jak i w spoczynku. Zależą one od kształtu kości a także siły mięśni, których nacisk na kość może wielokrotnie przekraczać masę ciała pacjenta. Z uwagi na intensywny metabolizm kostny warto także uwzględnić możliwości przyszłej przebudowy leczonego rejonu. Istotna jest analiza biokompatybilności stosowanych w leczeniu materiałów, które oprócz swojej wytrzymałości powinny odznaczać się jak najmniejszym stopniem reagowania z żywą tkanką [54].

1.7. Podsumowanie rozdziału

Przedstawiony opis biomechaniki kości pozwala na ujęcie problematyki w znacznie szerszym zakresie, niż jest to powszechnie przyjęte. Konieczne jest uwzględnienie zarówno fizycznego jak i biologicznego aspektu materiału jakim jest tkanka kostna. Interpretując stan układu kostnego zawsze należy mieć na uwadze jego intensywny metabolizm i przebudowę, zmieniający się wraz z wiekiem. Proces diagnostyki i leczenia metabolizmu tkanki kostnej, w obliczu ciągłego postępu medycyny i inżynierii, wymaga współpracy wielu specjalistów

z różnych dziedzin nauki: lekarzy, anatomów, fizjologów oraz bioinżynierów. Dzięki połączeniu wiedzy i doświadczenia członków wielodyscyplinarnego zespołu możliwe jest zaplanowanie procesu diagnostyczno-terapeutycznego, który przyniesie pacjentowi zadowolenie w postaci prawidłowej czynności narządu ruchu, jego wytrzymałości i pożądanego efektu wizualnego.

2. Analiza zmienności warunków meteorologicznych jako czynnika ryzyka przy oznaczaniu prawdopodobieństwa klinicznego w diagnostyce zatorowości płucnej

2.1. Wstęp

W dzisiejszym świecie znacznym problemem jest zapewnienie łatwego dostępu do skutecznej opieki zdrowotnej dla każdego człowieka. W państwach wysoko rozwiniętych znaczna część PKB przeznaczana jest właśnie na ten cel. Sprawia to, że przy wciąż rosnącej ilości chorób cywilizacyjnych wynikających między innymi z zanieczyszczeń i niewłaściwego trybu życia oraz jednoczesnym starzeniu się społeczeństwa kwestia opieki zdrowotnej jest tematem wielu gorących dyskusji.

Problem zaczyna się już na poziomie diagnostyki pojedynczych przypadków. Często stosuje się przestarzałe metody oceny stanu pacjentów opierające się w znacznej mierze na doświadczeniu personelu. Należy wziąć pod uwagę również fakt ludzkiej omyłności i pomyłki wynikające z nadmiernego obciążenia personelu. Podczas analizy danych w niektórych przypadkach może to prowadzić do niepełnej diagnozy lub zbyt późnej reakcji. W celu zastosowania odpowiedniej terapii diagnoza musi być postawiona odpowiednio wcześniej.

Jeszcze trudniejsza jest ocena porównawcza przypadków pod względem zagrożenia życia. Lekarze muszą decydować o konieczności hospitalizacji pacjentów w odpowiednim porządku, poczynając od natychmiastowego i bezpośredniego zagrożenia życia po przypadki których leczenie może być wykonywane w dalszej kolejności.

Jako przykład wyjątkowo ciężkich sytuacji wymagających podejmowania takich decyzji wystarczy przypomnieć sobie przypadki świńskiej grypy. Podobne sytuacje są na porządku dziennym w ośrodkach służby zdrowia. Rodzi to potrzebę wprowadzenia niekonwencjonalnych i nowatorskich metod oceny stanu pacjentów.

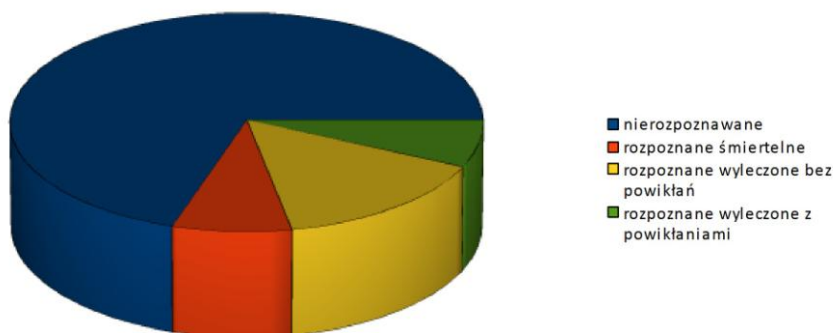
¹Instytut Elektroniki i Technik Informacyjnych Politechniki Lubelskiej

²Katedra i Klinika Pulmonologii i Alergologii, Uniwersytet Medyczny w Lublinie

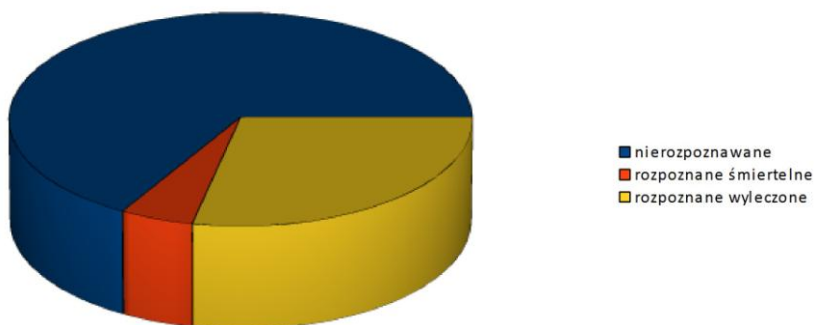
³Zakład Radiologii i Medycyny Nuklearnej, Uniwersytet Medyczny w Lublinie

Jednym ze schorzeń wymagających szybkiej i trafnej diagnozy w celu ratowania życia jest zatorowość płucna. Jest to schorzenie polegające na blokadzie układu krwionośnego w płucach pacjenta spowodowane skrzepem [124]. Przeważnie tworzy się on w żyłę głębokiej w łydce lub udzie, gdzie może doprowadzić do kompletnej blokady krążenia. W przypadku oderwania od ścianki naczynia, skrzep niesiony w krwiobiegu dostaje się do żył płucnych powodując częściową lub całkowitą blokadę przepływu krwi i bezpośrednie zagrożenie życia. W odróżnieniu od skrzepów tętniczych, których wytworzenie zajmuje więcej czasu i jest spowodowane chronicznymi schorzeniami, skrzepy żyłne wytwarzają się gwałtownie w odpowiedzi na pojawienie się odpowiednich czynników sprzyjających. Ryzyko jest szczególnie niebezpieczne w trakcie lub tuż po dłuższych okresach bezruchu. Jest to choroba mająca wielorakie podłoże. Czynniki mogą być genetyczne, nabyte, behawioralne lub środowiskowe [141]. Szczególnie silny związek mają schorzenia i zaburzenia krzepnięcia takie jak brak białek zapobiegających powstawaniu skrzeplin [82, 96, 129]. W rezultacie możemy mieć do czynienia z nadmierną krzepliwością i pojawieniem się tendencji do powstawania skrzepów. Do czynników ryzyka możemy zaliczyć także doustne leki antykoncepcyjne oraz hormonalne, ciążę, raka, niedawny zabieg operacyjny szczególnie w jamie brzusznej, nadwagę oraz podeszły wiek [60]. Również historia poprzednich przypadków zakrzepicy jest wskazówką, że schorzenie może się powtórzyć. Wysokie ryzyko wystąpienia schorzenia dotyczy też osób narażonych na długie okresy częściowego lub całkowitego bezruchu, na przykład z powodu hospitalizacji, unieruchomienia kończyny po uszkodzeniu [60, 48]. Niektóre badania wskazują również na związek pomiędzy podróżami a wystąpieniem zatorowości [40, 146]. Występowanie schorzenia sięga 1-2 osób na 1000 populacji [2, 104]. w Polsce jest to około 20 tysięcy przypadków rocznie. Śmiertelność w przypadku nieleczzonej zatorowości żył głębokich sięga 30%, w przypadku leczenia waha się w granicach 2%-8%. Rozpoznaje się około 30% przypadków. Około 30% pacjentów cierpi na schorzenia wynikające z zakrzepicy, które wyraźnie negatywnie wpływa na jakość ich życia [59, 130]. Statystyki prezentują wykres 1 oraz wykres 2 (rys.2.1, rys. 2.2)

„Zatorowość płucna jest często spotykanym zaburzeniem, wiążącym się z poważnym rokowaniem i koniecznością prowadzenia intensywnego leczenia. W USA stwierdzanych jest około 600.000 przypadków zatorowości płucnej rocznie, spośród których około 57.000 pacjentów umiera w ciągu pierwszej godziny od wystąpienia objawów.



Rys. 2.1 Rozkład przypadków zatorowości żyły głębokiej



Rys. 2.2 Rozkład przypadków zatorowości żyły płucnej

Pomimo, iż w ciągu ostatnich dekad śmiertelność związana z wystąpieniem ostrej zatorowości płucnej spada, wciąż jest ona bardzo wysoka, podawana na średnim poziomie 15% w ciągu pierwszych 2 tygodni, z większym odsetkiem umierających mężczyzn. Ponadto, w badaniach autopsyjnych stwierdzono, że nawet 2/3 przypadków klinicznie istotnej zatorowości płucnej jest nierozpoznanawane. W świetle powyższych informacji staje się oczywiste, że szybkie postawienie prawidłowego rozpoznania przy podejrzeniu zatorowości płucnej jest niezwykle ważne, [153].

2.2. Diagnostyka

Diagnostyka zatorowości płucnej przeważnie obejmuje skojarzenie ze sobą kłopotów z oddychaniem, bólu w klatce piersiowej i szacowanie klinicznego prawdopodobieństwa zatorowości [138]. Jest ono obliczane przeważnie w oparciu o historię chorób pacjenta, określone czynniki ryzyka i badanie fizykalne. Oszacowanie to może dać błędne wyniki, szczególnie w momencie wykonywania przez mniej doświadczony personel medyczny. Nie istnieje ani jedno nieinwazyjne badanie o dostatecznie dużej dokładności, które może zostać użyte do diagnozy zatorowości płucnej bez badań towarzyszących [49]. W celu postawienia najpewniejszej diagnozy, konieczna jest analiza danych obrazowych pochodzących z badania radiologicznego, scyntygrafii, angiografii lub tomografii komputerowej [189].

W ciągu ostatnich kilkunastu lat pojawiła się cała gama badań nadających się do zastosowania w diagnostyce zatorowości płucnej. Studium przeprowadzone przez naukowców w Ameryce Północnej pozwoliło ustalić kryteria służące do interpretacji badań scyntygraficznych [169]. Obecnie badanie polegające na ocenie poziomu D-Dimerów w osoczu jest powszechnie stosowanym i akceptowanym badaniem pierwszego kontaktu, pozwalającym, w połączeniu z badaniami prawdopodobieństwa klinicznego, na wykluczenie zatorowości [15, 87, 155]. Badanie ultrasonograficzne kończyn dolnych również jest stosowane, co ma związek z patogenezą zatorowości wywodzącej się nierzadko od zatorowości żył głębokich [79]. Wreszcie, postęp w tomografii komputerowej umożliwia zastosowanie jej również podczas diagnozy tej choroby [134, 100]. Jednak doprowadziło to paradoksalnie do skomplikowania badań i przetwarzania danych podczas diagnozy z powodu skomplikowania proponowanych w literaturze algorytmów diagnostycznych [18,39,51,87]. Ponadto, większość algorytmów zostało przygotowanych z myślą o pacjencie w ustalonym stanie hemodynamicznym.

Badanie angiograficzne jest jedynym badaniem o praktycznie idealnej czułości i specyficzności ukierunkowanej na zatorowości płucną. Z tego powodu do niedawna było ono jedynym sposobem na kateryczne wykluczenie lub potwierdzenie zatorowości. Jednak, jest ono badaniem inwazyjnym oraz kosztownym [119, 154]. To sprawia, że jest rzadko wykonywane. Z tego powodu ilość specjalistów potrafiących dobrze zinterpretować wyniki jest niska poza wyjątkowo dużymi centrami medycznymi. To prowadzi do sytuacji, że jest wykonywane jedynie w ostateczności.

Brak jest metody, która w sposób jednoznaczny pozwoliłaby na diagnozę, co powoduje konieczność łączenia i uzupełniania badań. Obiecujące wyniki

tomografii komputerowej opartej na wielu czujnikach dają dobre widoki na przyszłość, jeśli skuteczność tej metody zostanie dowiedziona [145]. Jednak pomimo to połączenie standardowej tomografii komputerowej z badaniem poziomu D-dimerów pozostaje wciąż najbardziej ekonomicznym badaniem, z powodu oszczędzenia na szeregu niepotrzebnych badań obrazowych [120, 186].

Jednakże pomimo swojej niewątpliwej trafności angiografia nie daje zawsze stuprocentowej pewności. Jest to często spowodowane brakiem zgodności markerów podczas analizy wyników obrazowych [169]. Ponadto, pacjenci u których terapia została wstrzymana na podstawie wyników angiograficznych w ciągu następnych 3 miesięcy mają 1-2% szans na zatorowość żyły głębokiej lub płucną [176]. Z tego wynika, że do weryfikacji badania konieczne są następujące po nim testy kliniczne. Kombinacje kryteriów podczas analizy badań zamieszczone są w tabeli 2.1.

2.3. Rola D-Dimerów w diagnostyce

D-Dimery w osoczu są produktem rozpadu fibryny. Ich pomiar w krwi jest prosty i niedrogi. Ostra zatorowość żyły głębokiej powoduje znaczący wzrost poziomu tych związków u prawie wszystkich pacjentów. Jest to ściśle związane z koagulacją włókien fibryny w procesie krzepnięcia. Z tego właśnie powodu poziom D-Dimerów jest bardzo czuły i może zostać zastosowany jako podstawa do wykluczenia schorzenia.

Jednak, nie jest on dostatecznie specyficzny i nie reaguje wyłącznie na zatorowość płucną. Przez to nie może być wykorzystywany jako jedyny czynnik potwierdzający zatorowość. Z racji tego, że większość pacjentów z podejrzeniem zatorowości w rzeczywistości jej nie ma, logiczne jest aby wykorzystywać test poziomu D-Dimerów jako badanie pierwszego kontaktu tuż po ocenie prawdopodobieństwa klinicznego wystąpienia schorzenia.

Jeśli do oceny poziomu D-Dimerów wykorzystywane jest dokładne badanie ELISA, mające czułość od 95% do 100%, rezultat negatywny pozwala na wykluczenie zatorowości u pacjentów z niskim i średnim prawdopodobieństwem klinicznym zatorowości. Inne badania o niższej czułości, to jest od 85% do 95% powinny być stosowane w przypadku pacjentów z niskim prawdopodobieństwem klinicznym. Badanie to wyklucza zatorowość płucną u około 1/3 pacjentów na izbie przyjęć. Z uwagi na wysoki odsetek fałszywie pozytywnych wyników, u pacjentów powyżej 80 roku życia badanie wyklucza około jeden na dziesięć przypadków [121], przez co badanie powinno być wykonywane tylko w pojedynczych przypadkach.

Tab. 2.1. Kryteria przy diagnozie zatorowości płucnej. Znakiem „+” oznaczono ważne kryterium, znakiem „-” kryterium nieważne

Kryterium [75]	Prawdopodobieństwo kliniczne wystąpienia zatorowości		
	Niskie	Średnie	Wysokie
Przy braku zatorowości			
Negatywny wynik angiografii [73]	+	+	+
Badanie perfuzyjne płuc w normie [26, 28, 74]	+	+	+
Negatywne D-dimery w czułym badaniu np. ELISA	+	+	-
Negatywne D-dimery w mniej czułym badaniu	+	-	-
Scyntygrafia nierozstrzygnięta, brak bliskiej zatorowości żyły głębokiej	+	-	-
Negatywna jedno lub wieloczujnikowa tomografia, brak bliskiej zatorowości żyły głębokiej	+	+	-
Negatywna tomografia jednoczujnikowa	+	-	-
Negatywna tomografia wieloczujnikowa	+	+	-
Przy zatorowości			
Pozytywny wynik angiografii	+	+	+
Badanie perfuzyjne płuc z dużym prawdopodobieństwem wykrycia	+	+	+
Bliska zatorowość żyły głębokiej	+	+	+
Pozytywna jedno lub wieloczujnikowa tomografia	+	+	+

Jednak wciąż badanie to pozostaje bardzo ekonomiczne, prowadząc do redukcji kosztów o około 20% [119]. zakresy uznawane za normy wartości uzyskiwanych z badań krwi przedstawia tabela 2.2.

Tabela 2.2. Nominalne zakresy znaczników w badaniu krwi u zdrowego pacjenta

Wielkość	Minimum	Maksimum
WBC	4,5	10
RGB	4,2	6,1
HGB	12	18
HCT	37	52
MCV	80	100
MCH	27	36
MCHC	31	37
RDW	11,5	14,5
HDW	2,2	3,2
PLT	140	450
MPV	8	11
PCT	0,12	0,36
PDW	40	60
Ddim	68	500
K	3,5	5,1
Na	136	145
CRP	0	10
Mioglob	0	116
Tropon	0	1,5

2.4. Badanie USG kończyny dolnej

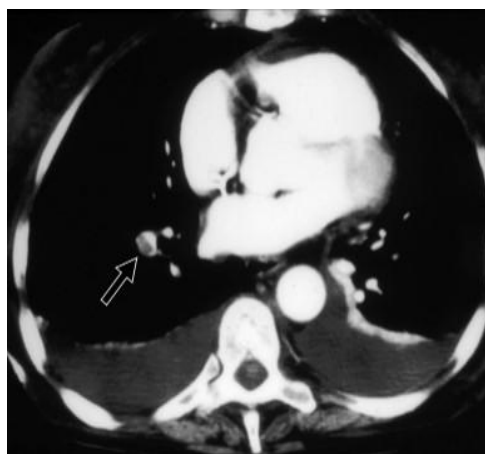
Większość skrzepów w zatorowości płucnej ma swój początek w żyłach głębokich kończyn dolnych. Z tego powodu wykrycie takiego skrzepu w kończynie dolnej u pacjenta z symptomami zatorowości w obrębie jamy brzusznej może mieć duże znaczenie diagnostyczne. Jeśli nawet wykluczy się zatorowość płucną, pozytywny wynik będzie świadczył o zakrzepicy żyłnej. Ponieważ od 40% do 50% pacjentów cierpiących na zatorowość płucną ma diagnozowaną towarzyszącą zatorowość żyły głębokiej, wykonanie badania

USG kończyn dolnych pozwala na definitywną pozytywną diagnozę w około 1 na 10 przypadków, przy całkowitym odsetku chorych do całości wynoszącym 20%. Badanie wykonuje się również przy braku konkretnej diagnozy ze scyntygrafii, jednak u takich pacjentów ważność USG jest niższa. Jednak badanie takie jest konieczne u pacjentów z negatywnym wynikiem tomografii jednoczuJNIkowej z powodu niskiej, sięgającej 70% czułości starszych metod tomograficznych. Jednak nawet w centrach medycznych dysponujących tomografem nowszej generacji badanie USG kończyny dolnej wciąż jest wykonywane aby uniknąć niepotrzebnego wystawiania pacjenta na działanie promieni rentgenowskich [119].

Przykładowe wyniki badań obrazowych przedstawiają poniższe fotografie 2.1, 2.2, 2.3.



Fot 2.1. Wynik badania radiologicznego ukazujący długie linie ograniczonego przepływu w obszarze płuc [193]



Fot 2.2. Badanie tomograficzne ukazujące defekt przepływu w dolnej części prawego płata płucnego [194]



Fot 2.3. Badanie tomograficzne ukazujące niedokrwienie w przedniej i tylnej części płata płucnego. Widoczne skrzepy [195]

Na fotografiach przedstawionych powyżej markerami wyróżniono miejsca w których zdiagnozowano zatorowość. Metoda polegająca na analizie danych obrazowych w diagnostyce zatorowości płucnej wymaga wiedzy i doświadczenia personelu medycznego. Badanie tego typu bywa wykonywane nie w miejscu analizy, co może powodować opóźnienia. Powoduje to odłożenie leczenia w czasie i może przyczynić się do pogorszenia stanu zdrowia pacjenta

2.5. Wpływ pogody na zatorowość

Powszechnie znany jest fakt że pogoda wpływa na nasze samopoczucie. Zmiany pór roku, wahania ciśnienia atmosferycznego, opady czy wilgotność od zawsze miały wpływ na stan ludzkiego zdrowia. Zmiany te mogą wpływają na naszą koncentrację, senność, oddychanie czy wreszcie nawet na cały metabolizm [70]. Nie inaczej jest w przypadku zatorowości płucnej. Badania pokazują znaczący wzrost ilości przypadków zatorowości żyły głębokiej w okresie zimowym [70]. W szczególności istnieje dodatni związek niskiego ciśnienia, dużej prędkości wiatru i wysokiego opadu z wzrostem zachorowalności 9-10 dni później. Związek ten był widoczny szczególnie w przypadku ciśnienia atmosferycznego. Spadek ciśnienia o każde 10 milibarów powodował wzrost zachorowalności o 2.1% [70]. Związek zatorowości płucnej z zatorowością żyły głębokiej pozwala sądzić, że wpływ pogody ma znaczenie w obydwu przypadkach [2, 134, 150].

Szacuje się że około 20% do 30% przypadków zatorowości płucnej kończących się śmiercią jest rozpoznawanych klinicznie. Różne źródła podają, że ilość przypadków w Polsce zawiera się od 20 do prawie 60 tysięcy [191, 59, 130]. Na każdy przypadek poprawnie rozpoznanej zatorowości płucnej przypada wiele nierozpoznanych lub rozpoznanych niewłaściwie. Jest to spowodowane skomplikowanymi procedurami diagnostycznymi wymagającymi nierzadko stosowania drogiego i mało dostępnego sprzętu medycznego. W połączeniu z częstym brakiem doświadczenia personelu wynikającym z faktu, że do niedawna zatorowość płucna była schorzeniem mało zbadanym, prowadzi to do nietrafionych diagnoz.

Zaproponowana w pracy metoda wstępnego przetwarzania danych pogodowych jak i badań krwi ma być pomocna w diagnostyce zatorowości płucnej. Użycie tej metody pozwoli na klasyfikację pacjentów pod względem ryzyka wystąpienia choroby w celu umożliwienia podjęcia decyzji co do kierunku dalszego postępowania.

Metoda Czasowa

Analizę szeregów czasowych można także przeprowadzić stosując czasową metodę analizy. Pozwala ona na przetwarzanie zarówno szeregów czasowych z trendem jak i szeregów będących realizacją procesów stacjonarnych. Jako metodę przetwarzania danych wybrano metodę częstotliwościową analizy rozkładów wierzchołków oraz przejść przez zero. Wybór ten został dokonany z kilku powodów:

- metoda może znaleźć zastosowanie przy analizie przebiegów z trendem,
- metoda pozwala wyszukiwać wzorzec i krawędzie w przetwarzaniu obrazów,

co czyni ją szczególnie atrakcyjną podczas wyszukiwania takiego zbioru danych pogodowych i morfologicznych, który odpowiada niskim, średnim i wysokim prawdopodobieństwie zatorowości,

- skąpy zbiór literatury mówiący o zastosowaniu metody. Podobna metoda, polegająca na analizie i wyszukiwaniu wierzchołków i zer pierwszej i drugiej pochodnej, jest praktycznie stosowana prawie wyłącznie do wyszukiwania krawędzi w grafice komputerowej i przetwarzaniu obrazów.

Do celów wstępnego przetwarzania danych oraz do obliczeń pomocniczych konieczne było zastosowanie metod statystycznych. Pozwalały one na wyznaczenie charakterystyk danych niezbędnych w pracy, takich jak:

- statystyka opisowa, czyli wyznaczenie zakresów zmienności, średniej i odchylenia standardowego zmiennych. Pozwalało to na lepsze dopasowanie modelu do posiadanego zbioru danych;
- korelacje wzajemne, czyli związki między danymi. Obliczenia były wielokrotnie stosowane podczas określania wagi wejść oraz odrzucania wejść nie mających wpływu na zachorowalność. Obliczenia korelacji pozwalały również na wyznaczenie poziomu odniesienia na wyjściu modelu ARIMA;
- wyznaczenie histogramów danych wejściowych. Obok analizy przebiegów czasowych, analiza histogramów pozwoliła na wyznaczenie rozkładów każdej danej, co pozwoliło na dalsze dopasowanie modelu do danych wejściowych.

2.6. Analiza korelacyjna danych wejściowych

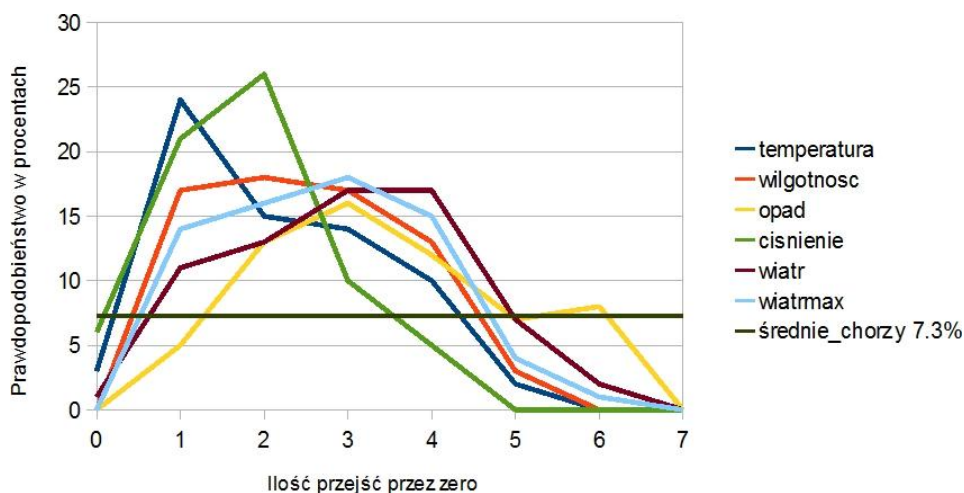
W celu stwierdzenia występowania zależności pomiędzy danymi wejściowymi a ilością chorych i zdrowych pacjentów wykonano analizy korelacyjne. W założeniu miały one pozwolić na usunięcie wejść nie mających wpływu na zachorowalność. Znaczące odchylenia wartości korelacji pomiędzy zmiennymi wskazywałyby, które zmienne należałoby rozpatrywać w pierwszej, a które w dalszej kolejności. Wartości dla pogody zaprezentowane są w tabeli 2.3. Obliczenia zostały wykonane za pomocą funkcji „correlation matrix” pakietu Statistica.

Dane zamieszczone w tabeli 2.3 nie pozwalają wysnuć jednoznacznych wniosków odnośnie związków parametrów meteorologicznych z zachorowalnością na zatorowość płucną. Korelacje na poziomie mniejszym niż 10% we wszystkich przypadkach sugerują wręcz brak zależności między zmiennymi. Jednakże, mając na uwadze niedoskonałości metody korelacyjnej podczas analizy skomplikowanych przypadków, można sadzić, że istniejące związki mają bardziej złożony charakter.

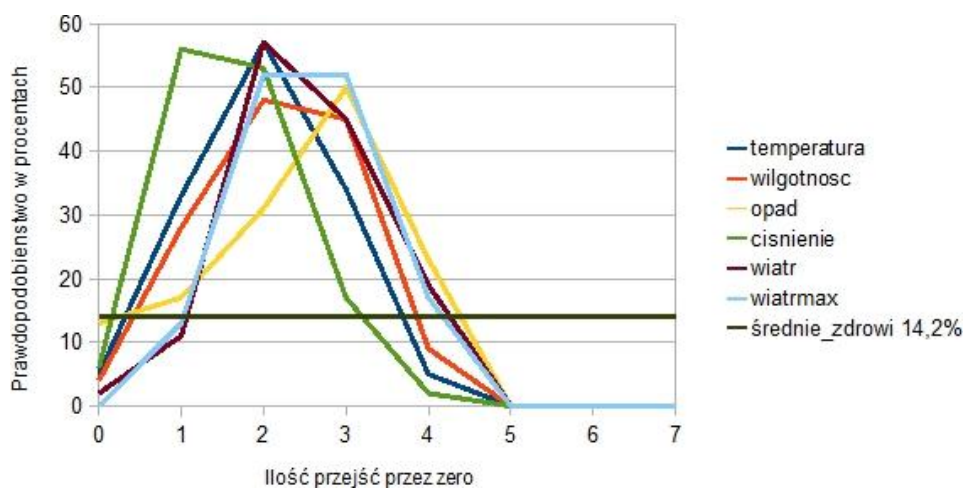
Obliczenia zostały następnie powtórzone dla wszystkich danych pogodowych, kombinacji długości okien przy uśrednianiu i zliczaniu dla pacjentów z pozytywnym i negatywnym rozpoznaniem. Rozkład prawdopodobieństwa dla wszystkich danych pogodowych wyznaczany metodą zliczania przejść przez zero w oknie czasowym 7 dni w przebiegu różnicowym względem średniej w oknie czasowym siedmiodniowym przedstawia wykres 3 dla chorych oraz 4 dla zdrowych. Rozkład prawdopodobieństwa dla wszystkich danych pogodowych wyznaczany metodą zliczania przejść przez zero w oknie czasowym 7 dni w przebiegu różnicowym względem średniej w oknie czasowym czternastodniowym przedstawia wykres 5 dla chorych oraz 6 dla zdrowych. Do rozkładów zostały dodane przebiegi średniego prawdopodobieństwa pozytywnego i negatywnego rozpoznania wyznaczone jako iloraz ilości przypadków przez ilość dni objętych badaniem.

Tab. 2.3. Wartości korelacji pomiędzy danymi meteorologicznymi a zachorowalnością na zatorowość płucną.

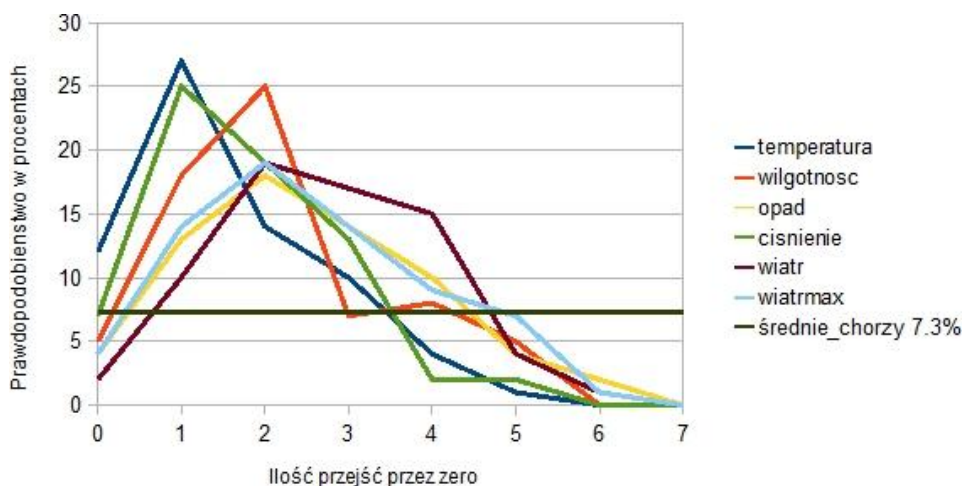
	chorzy	zdrowi	Temp.	Wilg.	Opad.	Ciśn.	VW	VW_{max}
chorzy	1,00	-0,10	0,00	-0,02	0,02	-0,03	-0,01	-0,01
zdrowi	-0,10	1,00	-0,04	0,06	-0,02	-0,04	-0,04	-0,07
Temp.	0,00	-0,04	1,00	-0,47	0,07	-0,26	-0,41	-0,18
Wilg.	-0,02	0,06	-0,47	1,00	0,23	-0,00	0,13	0,03
Opad.	0,02	-0,02	0,07	0,23	1,00	-0,21	0,04	0,04
Ciśn.	-0,03	-0,04	-0,26	-0,00	-0,21	1,00	-0,16	-0,20
VW	-0,01	-0,04	-0,41	0,13	0,04	-0,16	1,00	0,68
VW_{max}	-0,01	-0,07	-0,18	0,03	0,04	-0,20	0,68	1



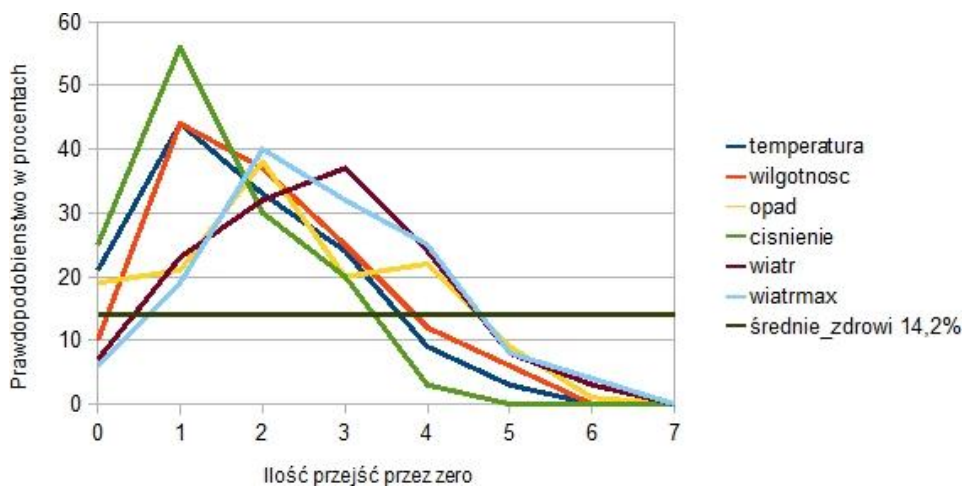
Wykres 2.1. Rozkład prawdopodobieństwa dla wszystkich danych pogodowych wyznaczany metodą zliczania przejść przez zero w oknie czasowym 7 dni w przebiegu różnicowym względem średniej w oknie czasowym siedmiodniowym wyznaczany dla pacjentów z pozytywnym rozpoznaniem



Wykres 2.2. Rozkład prawdopodobieństwa dla wszystkich danych pogodowych wyznaczany metodą zliczania przejść przez zero w oknie czasowym 7 dni w przebiegu różnicowym względem średniej w oknie czasowym siedmiodniowym wyznaczany dla pacjentów z negatywnym rozpoznaniem

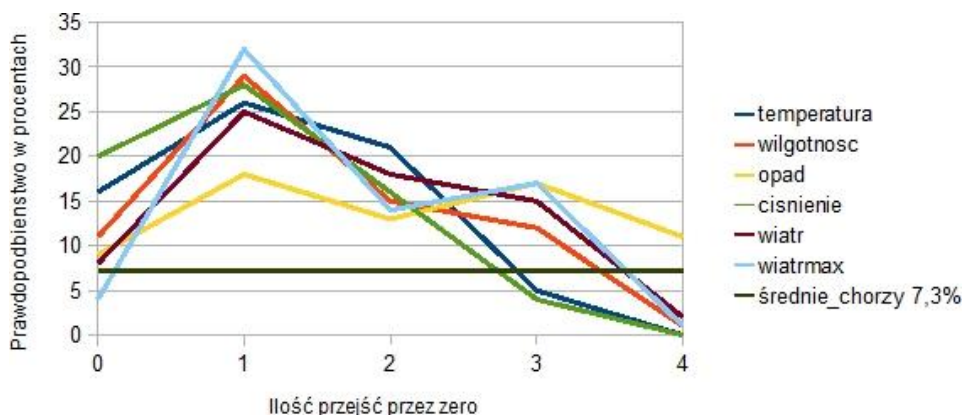


Wykres 2.3. Rozkład prawdopodobieństwa dla wszystkich danych pogodowych wyznaczany metodą zliczania przejść przez zero w oknie czasowym 7 dni w przebiegu różnicowym względem średniej w oknie czasowym czternastodniowym wyznaczany dla pacjentów z pozytywnym rozpoznaniem

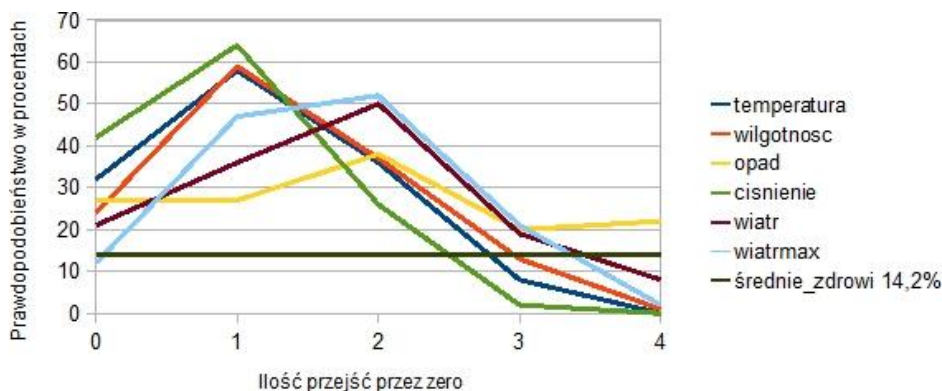


Wykres 2.4. Rozkład prawdopodobieństwa dla wszystkich danych pogodowych wyznaczany metodą zliczania przejść przez zero w oknie czasowym 7 dni w przebiegu różnicowym względem średniej w oknie czasowym czternastodniowym wyznaczany dla pacjentów z negatywnym rozpoznaniem

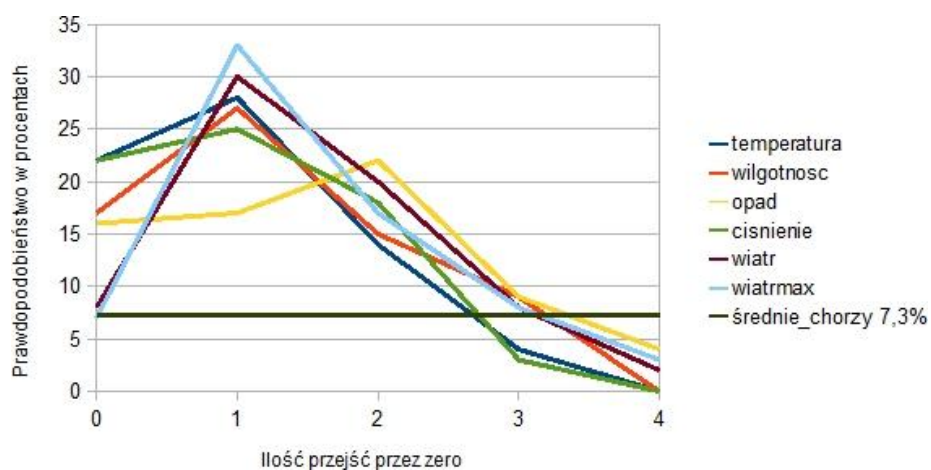
Poniżej, na wykresach 2.5, 2.6, 2.7 i 2.8 przedstawione są rozkłady dla wszystkich danych pogodowych wyznaczone metodą zliczania przejść przez zero w oknie czasowym 4 dni w przebiegu różnicowym względem średniej w oknie czasowym czternastodniowym.



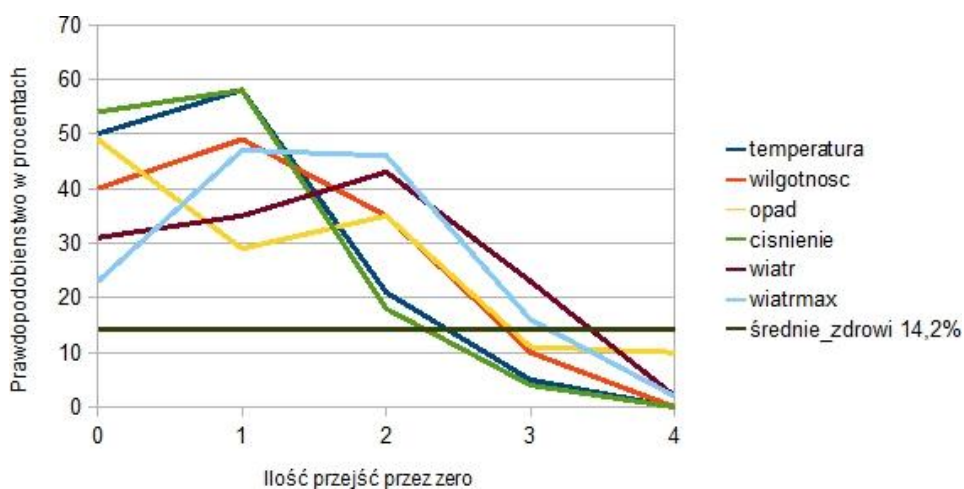
Wykres 2.5. Rozkład prawdopodobieństwa dla wszystkich danych pogodowych wyznaczany metodą zliczania przejść przez zero w oknie czasowym 4 dni w przebiegu różnicowym względem średniej w oknie czasowym siedmiodniowym wyznaczany dla pacjentów z pozytywnym rozpoznaniem



Wykres 2.6. Rozkład prawdopodobieństwa dla wszystkich danych pogodowych wyznaczany metodą zliczania przejść przez zero w oknie czasowym 4 dni w przebiegu różnicowym względem średniej w oknie czasowym siedmiodniowym wyznaczany dla pacjentów z negatywnym rozpoznaniem

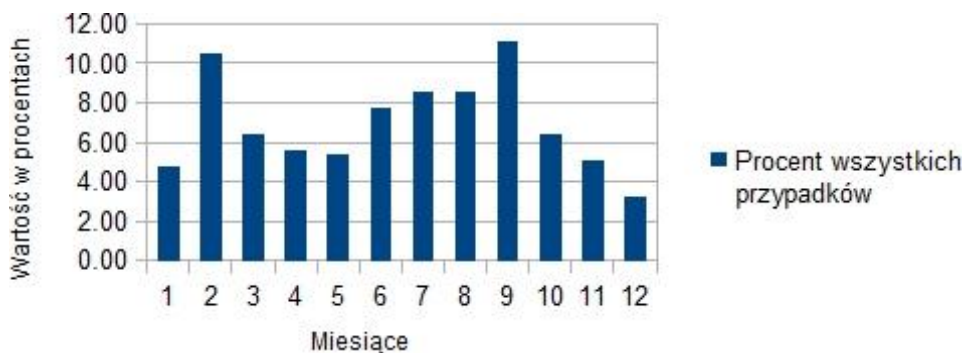


Wykres 2.7. Rozkład prawdopodobieństwa dla wszystkich danych pogodowych wyznaczany metodą zliczania przejść przez zero w oknie czasowym 4 dni w przebiegu różnicowym względem średniej w oknie czasowym czternastodniowym wyznaczany dla pacjentów z pozytywnym rozpoznaniem

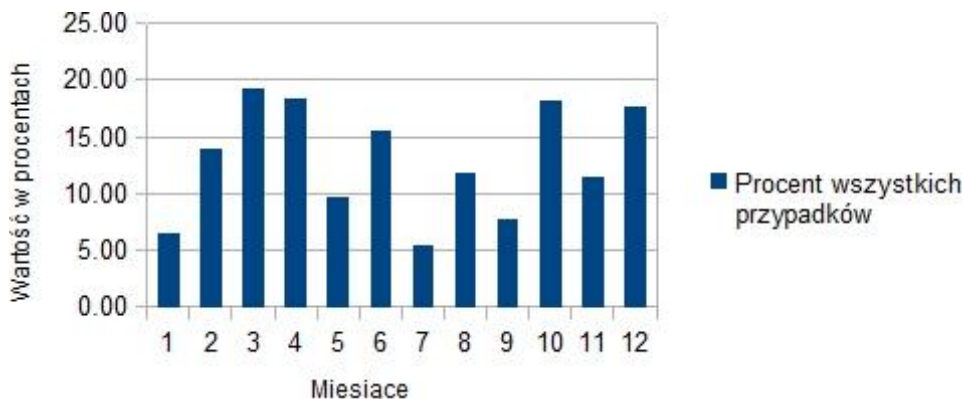


Wykres 2.8. Rozkład prawdopodobieństwa dla wszystkich danych pogodowych wyznaczany metodą zliczania przejść przez zero w oknie czasowym 4 dni w przebiegu różnicowym względem średniej w oknie czasowym czternastodniowym wyznaczany dla pacjentów z negatywnym rozpoznaniem

Jak wynika z powyższych wykresów przy zastosowaniu metody częstotliwościowej możliwe jest uzyskanie rozkładów prawdopodobieństwa charakteryzujących się dobrą dynamiką mogących posłużyć przy predykcji zatorowości płucnej. Widać również, że zmiana takich parametrów jak długość okna czasowego i okna wyznaczającego historię przejść przez zero i wierzchołków w ciągu różnicowym wpływa na zmianę dynamiki rozkładów prawdopodobieństwa. Własność ta może to zostać wykorzystane przy optymalizacji metody w celu uzyskania jak największej zmienności w rozkładzie a tym samym poprawie wiarygodności metody. Podczas wykonywania badań przy wykorzystaniu metody częstotliwościowej jasny stał się ponadto związek zachorowalności z porą roku. Poniżej na wykresach przedstawiono zależność ilości przypadków od miesiąca w roku.



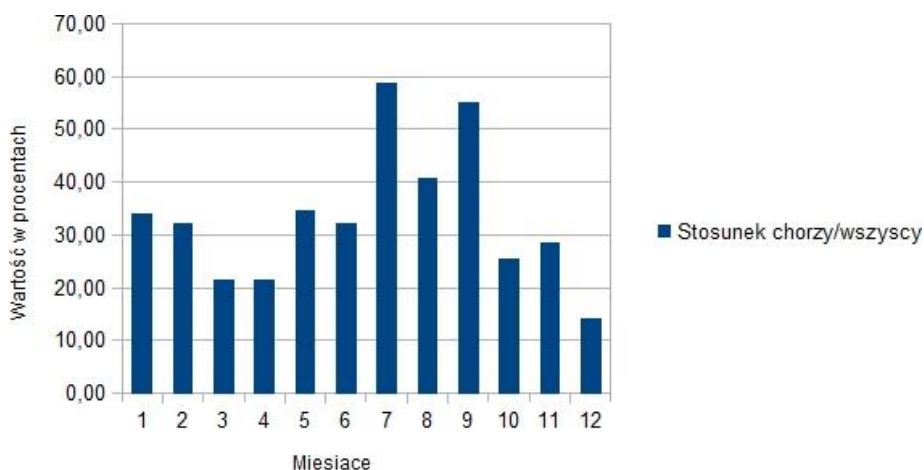
Wykres 2.9. Rozkład ilości przypadków pozytywnej diagnozy na miesiąc w zależności od miesiąca w procentach całej liczby przypadków



Wykres 2.10. Rozkład ilości przypadków negatywnej diagnozy na miesiąc w zależności od miesiąca w procentach całej liczby przypadków

Poniżej, na wykresie 2.11 przedstawiono zależność ilości przypadków rozpoznanych pozytywnie w stosunku do wszystkich pacjentów od miesiąca w roku.

Wyraźnie można wyznaczyć okres podwyższonej zachorowalności, obejmujący od siódmego do dziewiątego miesiąca roku. Spostrzeżenie to sugeruje, że w następnej kolejności opracowanie danych należałoby powtórzyć oddzielnie dla każdego miesiąca. Może jednak okazać się to utrudnione z powodu niskiej całkowitej liczby przypadków. Może to prowadzić do zwiększenia błędu spowodowanego zbyt małą próbą.



Wykres 2.11. Zależność ilości przypadków rozpoznanych pozytywnie w stosunku do wszystkich pacjentów od miesiąca w roku

2.7. Podsumowanie rozdziału

Poza danymi morfologicznymi takimi jak poziom D-Dimerów analizie podlegały warunki atmosferyczne przed i w momencie wystąpienia schorzenia. Do wyciągnięcia wniosków posłużyła odpowiednio do tego celu stworzona metoda przetwarzania danych. Niekompletne oraz kwestionowalne rekordy zostały zweryfikowane i ewentualnie uzupełnione poprzez metody aproksymacyjne i analizę stochastyczną. Dla każdego pacjenta zostały następnie wyznaczone statystyki opisowe oraz korelacyjne. Będą one stanowiły podwaliny pod głębszą analizę przebiegu zmienności parametrów morfologicznych i innych posiadanych danych podczas trwania choroby. Pozwoli to określić zestaw

parametrów biologicznych mający największy wpływ na przebieg choroby. Pozwoliło to dojść do następujących wniosków:

- Przy wykorzystaniu metody częstotliwościowej możliwe jest uzyskanie rozkładów mogących posłużyć do oszacowania prawdopodobieństwa klinicznego wystąpienia zatorowości.
- Zmiana parametrów okien czasowych w metodzie częstotliwościowej ma wpływ na kształt rozkładów, co może zostać wykorzystane podczas optymalizacji w celu uzyskania większej dokładności.
- Podejmowanie decyzji o wzajemnych zależnościach między zmiennymi powiązanymi między sobą za pomocą zależności wyższych rzędów wyłącznie na podstawie korelacji wzajemnej może prowadzić do odrzucenia ważnych danych i otrzymania błędnych wyników.
- Zaproponowane w tej pracy podejście może być pomocne w kolejnych krokach przetwarzania danych dotyczących zatorowości płucnej i budowy systemu wspomagania decyzji.
- Praca daje podstawy umożliwiające dalszą pracę nad zagadnieniem. Poruszone w pracy problemy zostaną rozwinięte w przyszłości, w szczególności wprowadzone zostaną klasy odpowiadające stanom pośrednim w zachorowalności płucnej oraz odpowiednie metody klasyfikacji.
- Dokonana analiza danych pozwala na zaprojektowanie nowego cyklu badań i eksperymentów we celu lepszego pozyskania danych wejściowych.

Analiza jakościowa a także ilościowa zostanie następnie skonfrontowana dla każdego przypadku z wynikami badań pochodzących z analizy radiologicznych danych obrazowych. W odróżnieniu od klasycznego, nierzadko nadmiernie uproszczonego podejścia polegającego na poszukiwaniu prostych związków korelacyjnych obejmujących jedynie zależności między dwoma zmiennymi, zastosowane podejście z dziedziny “data mining” pozwoli na odnalezienie związków wyższego rzędu pomiędzy zmiennymi zestawu parametrów. Pozwoli to dokonywać predykcji stanu pacjentów w przyszłości na podstawie danych uzyskiwanych w drodze badań, co może pozwolić na stworzenie bazy wiedzy mogącej służyć jako podstawa dla nowoczesnego innowacyjnego systemu eksperckiego.

3. Geneza i rozwój akustycznych badań zaburzeń fonacji z wykorzystaniem sieci neuronowych Elmana

W obecnym świecie nikt nie wyobraża sobie życia bez komunikacji werbalnej, której środkiem przekazu jest mowa. W procesie jej wytwarzania wyróżnia się 3 główne etapy:

- generację drgania pobudzającego, za co w przypadku głosek dźwięcznych odpowiedzialne są struny głosowe, a w przypadku głosek szumowych zwężenia w trakcie głosowym,
- modyfikację drgania w rezonatorze głosowym (przestrzeni od krtani do ust),
- wypromieniowanie w postaci fali akustycznej.

Ten na pozór prosty schemat generacji głosu często bywa zaburzony przez różnego rodzaju patologie. W otolaryngologii oraz foniatrii obserwuje się więc dążenie do diagnozowania pacjentów i leczenia najlepszym dla nich sposobem. W celu diagnostyki chorego wykorzystuje się metody bezpośrednie (np. laryngoskopia, wideostroboskopia, tomografia komputerowa) oraz pośrednie bazujące na analizie akustycznej. Ta ostatnia jest przedmiotem tej pracy.

Zostały w niej przedstawione badania własne oraz stosowane przez akustyków, na przełomie kilku lat, przykłady technik badawczych, wykorzystujących analizę parametrów charakteryzujących sygnał mowy.

3.1. Znaczenie wzorców mowy osób zdrowych

Badania akustycznej analizy zaburzeń fonacji powinny być poprzedzone utworzeniem grupy kontrolnej, czyli zebraniem wyników interesującego nas parametru od osób, u których nie występują zaburzenia mowy. Służy ona jako baza porównawcza, wzorzec w dalszej analizie. Należy jednak pamiętać i wziąć pod uwagę różnice w nawykach fonacyjnych, które mogą być związane z różnymi aspektami typu:

a) Kulturowa przynależność pacjentów. Język ogólny to odmiana kulturalna języka narodowego (ponadregionalna), występująca w wersji mówionej

¹ Katedra i Zakład Biofizyki Uniwersytet Medyczny w Lublinie

² Instytut Informatyki Biomedycznej, Wyższa Szkoła Informatyki i Zarządzania w Rzeszowie

i pisanej, używana w całym kraju [73]. Zarówno język powszechny jak i dialekty ludowe mają wspólne słownictwo i strukturę gramatyczną, jednakże każdy dialekt ma pewną liczbę wyrazów oraz zjawisk gramatycznych, które go różnią od języka ogólnego [73]. Najbardziej wyraziście różnią się wieloma cechami wymowy od języka narodowego – i właśnie ten aspekt będzie różnicował pacjentów.

b) Miejsce zamieszkania badanych. Każdy region charakteryzują pewne „należności” np. przesunięcie akcentu na nietypową sylabę, charakterystyczne akcentowanie niektórych słów (zwykle utrwalane pokoleniami). Często występuje także gwara, która tak naprawdę nie podlega regułom norm poprawnościowych [161], tylko jest inną odmianą o różnej od języka ogólnego wymowie, nieco odmiennym systemie gramatycznym, częściowo swoistym zasobie słownictwa, różnym zasięgu i zakresie stosowania [73].

c) Uwarunkowania anatomiczne, czyli różnice w budowie narządów składowych biorących udział w:

- wytwarzaniu tonu podstawowego – krtań,
- formowaniu barwy głosu i głosek mowy, czyli przestrzeni rezonacyjnych – gardło, jama nosowa, jama ustna,
- wytwarzaniu niezbędnego w fonacji strumienia powietrza o wysokim ciśnieniu – tchawica, oskrzela, płuca [81].

d) Rasa i narodowość. Jest to związane z tym, że zawsze zdania czy poszczególne głoski wypowiedziane przez obcokrajowca będą inaczej brzmiały niż przez osobę, dla której dany język jest ojczysty.

Ze względu na wszelkie różnice w nawykach fonacyjnych oprócz konieczności tworzenia grup kontrolnej i badawczej, należy pamiętać o tym, że muszą być one fonacyjnie jednorodne. Ma to na celu wprowadzenie wiarygodności i rzetelności do badań, tak by rozbieżności między obiema grupami pokazywały rzeczywisty wpływ jednostek chorobowych na poszczególne parametry sygnału mowy.

3.2. Od tego się zaczęło - oscylogram

Głos ludzki zawiera dźwięki i szumy. Dźwiękiem nazywamy sygnał akustyczny wytworzony przez ciąg okresowych drgań powietrza [69]. Jest to szczególny rodzaj fali akustycznej, która wytwarza wrażenia słuchowe [81]. Może być on opisany cechami psychologicznymi (subiektywnymi, tj. wysokość, głośność, barwa dźwięku) oraz fizycznymi. Te ostatnie podlegają obiektywnej analizie akustycznej, pozwalającej na fizyczny opis sygnałów generowanych i emitowanych przez narząd mowy. Zazwyczaj dobrze korelują one ze stanem

foniatrycznym przy prawidłowej i patologicznej emisji głosu [69]. Cechy fizyczne charakteryzujemy za pośrednictwem parametrów określających drgania: częstotliwość, amplituda, kształt drgań, okres, natężenie czy ciśnienie akustyczne. Badane są jednak tylko te, które wykazują wysoki stopień korelacji ze strukturą anatomiczną i cechami czynnościowymi [69].

Jednym ze sposobów przedstawienia przebiegu akustycznego są zmiany amplitudy lub ciśnienia w funkcji czasu. Analiza czasowo - amplitudowa sygnałów mowy opiera się na oscylogramach [87]. Otrzymujemy je po przetworzeniu za pośrednictwem mikrofonu drgań akustycznych na elektryczne, które następnie są kierowane do np. oscyloskopu [69]. Jest to więc graficzny zapis funkcji $A=u(t)$.



Rys. 3.1. Przykładowy oscylogram samogłoski „A”.

Oś pionowa na oscylogramie informuje o chwilowych wartościach ciśnienia akustycznego, a pozioma opisuje czas. Istnieją dwa sposoby zapisu oscylograficznego:

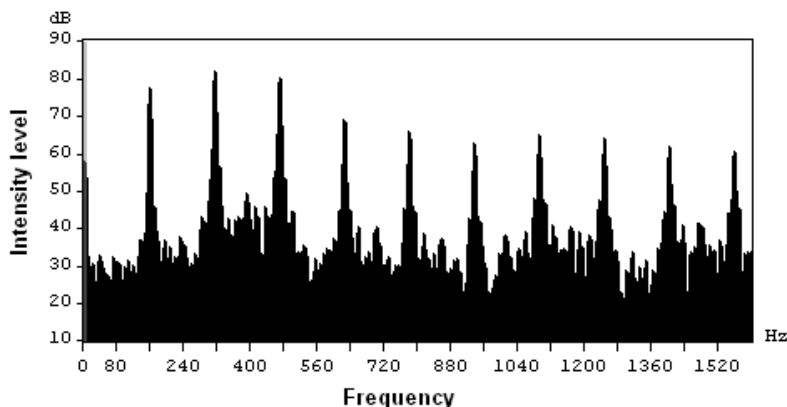
- a) Analogowy – chronologicznie starszy, obecnie rzadko stosowany ze względu na małą dokładność pomiarów / odczytu. Obejmuje wszelkie urządzenia o wspólnej nazwie oscylografów (katodowych, pętlicowych i in.) [87]. Umożliwia on zapis dowolnie małej różnicy wartości funkcji (tutaj: amplitudy) dla dowolnie małej różnicy argumentu (tutaj czasu) [87].
- b) Cyfrowy – obecnie powszechnie stosowany. Najczęściej używa się programów komputerowych, które przedstawiają zapis oscylograficzny

w postaci wykresu, o bardzo dużej dokładności (tj. bardzo małych różnic w amplitudzie w bardzo małych odstępach czasu) [87].

Oscylogramy dają możliwość badającemu określenie początku i końca wypowiedzi pacjenta, co ułatwia wycięcie próbki sygnału do dalszych badań.

3.3. Metody analizy akustycznej

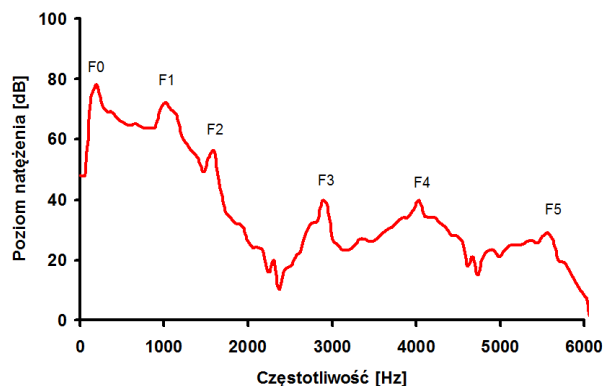
Akustyczny sygnał mowy można przetransformować z dziedziny czasu do dziedziny częstotliwości. Jest to transformacja Fouriera, polegająca na przekształceniu za pomocą odpowiednich funkcji, sygnału opisanego w dziedzinie czasu $u(t)$ do dziedziny częstotliwości $G(f)$. Otrzymany przebieg akustyczny nazywa się modulem widma lub widmem sygnału. Dźwięki mowy posiadają bogate widmo, zajmujące pasmo częstotliwości do kilku kHz i zawierają one wszystkie składowe harmoniczne - zarówno parzyste jak i nieparzyste [47].



Rys.3.2. Przykładowe widmo głoski „A” (Svan PC)

Sygnał mowy opisany za pomocą widma jest jedną z najbardziej przydatnych form opisu do analizy akustycznej, ponieważ w procesie artykulacji następuje kształtowanie amplitudowo-częstotliwościowej charakterystyki tego sygnału. Analiza widmowa pozwala rozróżnić właściwości przebiegu, za które odpowiedzialne jest źródło od tych, które są wynikiem modulacji sygnału w kanale głosowym [87].

Szczyty obwiedni widma nazywamy formantami i oznaczamy kolejno F0, F1, F2... Określają one centra obszarów koncentracji energii w widmie danego dźwięku. Formanty są więc wynikiem powstawania lokalnych rezonansów akustycznych w swoistym rezonatorze jakim jest trakt głosowy [87].



Rys. 3.3. Przykładowe widmo sygnału mowy, głoska A

Maksima widma charakteryzują poszczególne głoski, ale przy badaniu sygnału mowy pochodzącego od różnych pacjentów można zauważyć, że istnieją pewne rozbieżności w częstotliwościach przy wypowiedzianiu tych samych głosek. Przyczyną tego są indywidualne cechy głosowe. Mimo tych niewielkich różnic, takie własności formantów służą do określenia metodyki analizy mowy w przypadkach patologicznych. W badaniach foniatrycznych formanty różnych samogłosek wykorzystywane są np. do diagnostyki chrypki (skala Yanagihary) [176].

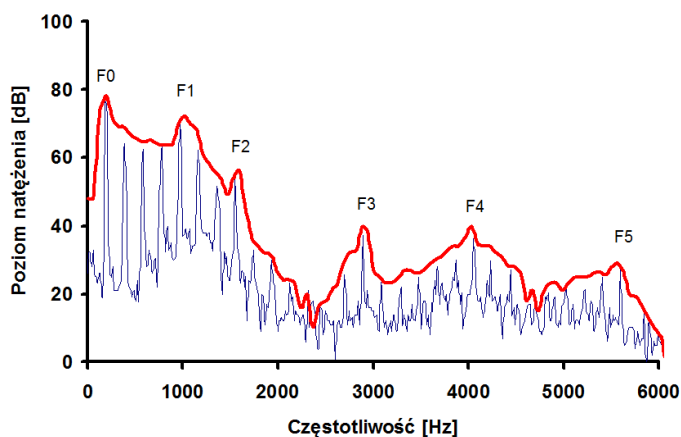
Tabela 3.1. Tabela częstotliwości formantowych dla samogłosek polskich

Samogłosk a	F1[Hz]	F2[Hz]	F3[Hz]	F4[Hz]
A	200 – 880	850 – 2350	2100 – 3100	3650
E	ok. 380	2630	3050	3300
I	210 – 880	2750	3500	4200
O	ok. 400	850 – 2350	2300	3200
U	ok. 270	615	2200	3150
Y	200 - 880	1550	2400	3300

Szczególnie ważny jest formant F0 – ton krtaniowy, który jest wynikiem działania generatora akustycznego (krtani). Jest on często modelowany jak przebieg piłokształtny, a jego cechy akustyczne zależą od ciśnienia

podgłośniowego i sprawności interakcji fałdów głosowych. Obecnie analiza zmienności parametru F0 jest podstawowym sposobem oceny stanu krtani [178].

Po zwiększeniu rozdzielczości danego widma ukazuje się jego subtelna struktura [47]. Wraz ze zwiększaniem rozdzielczości zmienia się specyfika i zakres informacji, które niesie ze sobą widmo. W trakcie idealnej artykulacji, każda harmoniczna powinna być wielokrotnością tonu podstawowego (np. jeśli $F_0=100\text{Hz}$, to kolejne harmoniczne powinny mieć 200 Hz, 300 Hz, 400 Hz... itd.) Układ częstotliwości harmonicznych nie ulega większym wahaniom, jeśli występuje stabilna fonacja. Należy jednak pamiętać, że odstępstwa mogą być wynikiem zmian patologicznych, ale także mogą zależeć od rodzaju głosek czy cech osobniczych.



Rys. 3.4. Subtelna struktura widma mowy (kolor czerwony-niska rozdzielczość, kolor niebieski-wysoka).

Badania subtelnej struktury samogłosek u osób zdrowych wskazywały jednoznacznie, że możliwe jest oszacowanie równomierności rozkładu harmonicznych w widmie akustycznym. Wartości częstotliwości kolejnych harmonicznych f_i powstałych na bazie tonu krtaniowego były bezpośrednio porównywane ze sobą, a wynik uśredniany przez częstotliwość tonu podstawowego f_0 [47].

$$A_i = \frac{f_{i+1} - f_i}{f_0}$$

Jeżeli kolejne rezonanse następowałyby w idealnych warunkach, wartości takich porównań powinny być zbliżone do jedności. W innym przypadku wartości byłyby mniejsze. Tego typu badania wnoszą jednak pewną niedogodność. W zależności od parametrów zastosowanej analizy FFT w trakcie trwania wypowiedzi, zachodziła konieczność analizowania co najmniej kilku widm. Porównanie wyników dla wielu osób stawało się kłopotliwe i niemiernie. Uśredniono więc widma, a obliczając odchylenie standardowe dla n wyników algorytmu utworzono nowy parametr nazwany **SDA** (Standard Deviation of Algorithm) [176].

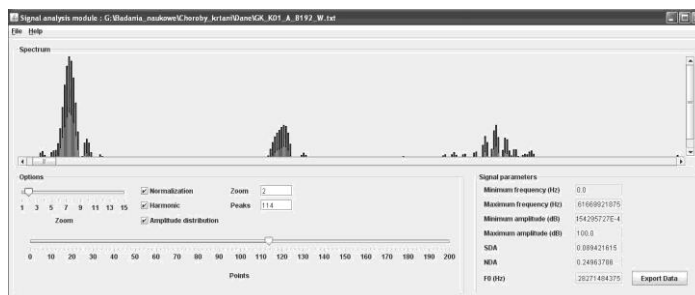
$$SDA = \sqrt{\frac{\sum_i (A_i - A_{sr})^2}{n(n-1)}}$$

Parametr ten umożliwia porównanie próbki wypowiedzi pacjenta z pewnego rodzaju wzorcem akustycznym, którym jest idealna, niezaburzona emisja głosu. Im mniejsza wartość obliczanego parametru SDA, tym większa zgodność ze wzorcem i tym lepsza jakość głosu.

W kolejnych badaniach wykazano, że zaproponowany parametr nie tylko odwzorowuje zachowanie się harmonicznym w widmie, lecz również reaguje na zmiany charakterystyki pobudzenia krtaniowego [179]. Stwarzało to możliwość opisywania jakości głosu u chorych z zaburzeniami funkcji czynnościowych krtani. Porównanie wyników badań z danymi pochodzącymi z literatury ogólnodostępnej oraz opracowanie procedur normalizacji danych [177] potwierdziło możliwość stosowania parametru SDA w opisywaniu zaburzeń fonacji dla wybranych schorzeń.

3.4. Wejście w nowoczesność

Ponieważ parametr SDA był obliczany na podstawie odczytów z widma akustycznego, kolejnym krokiem w badaniach była automatyzacja pomiarów. Użyto w tym celu programu działającego w środowisku Java. Został on opracowany przez pracowników Instytutu Informatyki Biomedycznej Wyższej Szkoły Informatyki i Zarządzania w Rzeszowie. Dane z widm akustycznych w postaci pliku tekstowego były importowane do programu, a na ich podstawie szacowano liczbę i położenie harmonicznym w widmie oraz obliczano parametr SDA [161].



Rys. 3.5. Wygląd programu obliczającego parametr SDA

Problemem pozostawała konieczność używania zewnętrznego urządzenia wejściowego, jakim był analizator SVAN 912AE. Ponadto stosowanie tylko wzorców częstotliwościowych nie zawsze rozstrzyga w sposób jednoznaczny klasyfikację pacjenta. Dlatego zaproponowano podejście hybrydowe, bazujące jednocześnie na analizie sygnału w dziedzinie czasu [161, 162]. Aby przeprowadzić wstępną analizę próbek oraz uzyskać wzorce czasowe i częstotliwościowe zastosowano kolejny program opracowany przez pracowników Instytutu Informatyki Biomedycznej WSIZ w Rzeszowie [182].



Rys. 3.6. Wygląd programu przygotowującego dane dla sieci neuronowej Elmana

Dane z programu były implementowane do środowiska MATLAB. W programie tym wykorzystano sieci neuronowe Elmana uwarunkowane czasowo, z możliwością wyekstrahowania wzorca artykulacji fonemu dla danego pacjenta [180].

3.5. Metodyka badań własnych

Analizowano próbki dźwiękowe mowy 80 osób z 2 grup badawczych. Pierwsza z nich (kontrolna) została utworzona z osób, u których nie stwierdzono zaburzeń fonacji. W jej skład wchodziło 40 osób z różnych środowisk: studenci, pracownicy fizyczni i umysłowi. Drugą grupę tworzyło 40 pacjentów Kliniki

Otolaryngologii Uniwersytetu Medycznego w Lublinie z klinicznie potwierdzoną dysfonią w postaci obrzęku Reinkego (*oedema Reinke*) lub polipu krtani (*polypus laryngis*). Grupa osób z obrzękiem Reinkego składała się z 16 kobiet i 6 mężczyzn, grupa pacjentów z polipem strun głosowych – z 12 kobiet i 6 mężczyzn. Zadaniem wszystkich badanych osób było wypowiadanie samogłoski „A” w tzw. odosobnieniu, w przedłużonej fonacji. Badania były poprzedzone serią ćwiczeń oddechowych oraz instrukcją o sposobie artykulacji.

Dobór odpowiedniej techniki pozyskiwania materiału badawczego był istotnym czynnikiem ułatwiającym pracę z pacjentem. Zastosowanie analizy samogłoski miało na celu ułatwienie im zadania. Osoby obarczone wadami wymowy potrafią bez większych problemów wymawiać samogłoski, natomiast artykulacja niektórych spółgłosek lub też całych wyrazów może być poważnie utrudniona.

Próbki dźwiękowe wypowiedzi badanych osób zostały zarejestrowane za pomocą mikrofonu ECM–MS907 (Sony) na nośniku cyfrowym typu MiniDisc (Sony). Następnie nagrania zostały przeniesione złączem liniowym do komputera, za pośrednictwem karty dźwiękowej Sound Blaster Live 5.1 (Creative). Pliki dźwiękowe typu WAVE zostały nagrane w programie Audacity z częstotliwością próbkowania 44,1 kHz i 16 bitową kwantyzacją amplitudy.

Kluczowym elementem analizy było opracowanie sposobu wykrywania wzorców czasowych i ich powtarzalności w badanych przebiegach. Wyniki analiz w postaci parametru E_{ENN} (Error of Elman Neural Network) porównano z wartościami parametru SDA.

Tabela 3.2. Porównanie wyników badań dla głoski A.

Kobiety z grupy kontrolnej GKK			Kobiety z polipem krtani PK		
<i>ID</i>	<i>SDA</i>	<i>E_{ENN}</i>	<i>ID</i>	<i>SDA</i>	<i>E_{ENN}</i>
<i>GKK1</i>	0.311	0.00059	<i>PK1</i>	0.084	0.0024
<i>GKK2</i>	0.159	0.00032	<i>PK2</i>	0.138	0.0141
<i>GKK3</i>	0.167	0.00068	<i>PK3</i>	0.147	0.0039
<i>GKK4</i>	0.012	0.0003	<i>PK4</i>	0.84	0.00082
<i>GKK5</i>	0.139	0.00072	<i>PK5</i>	0.2	0.0007
<i>GKK6</i>	0.205	0.00041	<i>PK6</i>	0.333	0.0021
<i>GKK7</i>	0.118	0.00073	<i>PK7</i>	0.169	0.0022
<i>GKK8</i>	0.127	0.00065	<i>PK8</i>	0.219	0.0024
<i>GKK9</i>	0.008	0.00039	<i>PK9</i>	0.191	0.001
<i>GKK10</i>	0.129	0.00052	<i>PK10</i>	0.501	0.0059

3.6 Podsumowanie rozdziału

Z badań wynika, że istotne zmiany powtarzalności wzorca w czasie, występują z dużym nasileniem u pacjentów z kliniczną diagnozą jednostki chorobowej. Obserwacje próbek sygnałów dla pacjentów z grupy kontrolnej oraz grup ze stwierdzonymi patologiami wskazują na deformacje wzorcowej artykulacji mowy w określonych przedziałach czasowych. Wyniki są jednocześnie bardziej miarodajne, niż w przypadku badań tylko wzorców częstotliwościowych.

Problemem pozostaje szybkość uczenia się sieci neuronowych. Dla diagnoz pacjentów przeprowadzanych w czasie rzeczywistym konieczne jest przyspieszenie tego procesu. Jednakże wydaje się być możliwym zastosowanie tej metody dla potrzeb telemedycyny, gdzie czynnik czasu nie odgrywa kluczowego znaczenia [181].

Tok prowadzonych rozważań wskazuje pewien kierunek działań w dziedzinie badań sygnału mowy. Konieczna jest analiza jak największej ilości jego parametrów, aby uzyskać potwierdzenie swoistych cech patologii głosu. Badania tak wielu zmiennych możliwe są z pomocą sieci neuronowych. Jednocześnie możliwa jest weryfikacja metod badawczych celem optymalizacji działań. Tym samym realne jest uproszczenie procesu analizy tak, aby był on możliwy do zrealizowania za pomocą prostych urządzeń, wspomagających pracę lekarza.

PODZIĘKOWANIA

Część badań naukowych było finansowanych ze środków na naukę Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego jako projekt badawczy własny nr N N516 423938.

4. Wykorzystanie IT w medycynie – studium możliwości w świetle dostępnych technologii

4.1. Wstęp

Ratownictwo medyczne to przede wszystkim szybkość reakcji, skuteczność zastosowanych metod ratujących pacjenta oraz sprawne przekazanie zagrożonej osoby do miejsca, gdzie pomoc może być najbardziej fachowa i kompleksowa. Oczywiście wszystkie działania mogące zapobiegać sytuacjom nagłym są nie do przecenienia – czyż najlepiej nie jest ratować, tylko zapobiegać powstawaniu okoliczności mogących zagrozić ludziom?

W każdej dziedzinie życia mamy obecnie do czynienia z lawinowym przyrostem rozwiązań elektronicznych. Elektronika w swych początkach była przede wszystkim analogowa. Była więc, używając uproszczenia – mało inteligentna. Systemy analogowe z natury rzeczy nie mogą być bardzo skomplikowane, choć znane są rozwiązania o dużej złożoności. Trudno je jednak zastosować w codziennym życiu przeciętnego człowieka. Główną przeszkodą jest ich koszt i brak możliwości masowego użycia.

Wraz z rozwojem elektroniki cyfrowej, łamiącej wiele barier dotychczas stojących przed systemami automatycznymi, powstało zapotrzebowanie na popularne rozwiązania służące jednostce. Cyfryzacja zaczęła wkraczać w każdą dziedzinę życia. Analogowe płyty zastąpiły cyfrowe kompaktki. Taśmę magnetyczną zapis w cyfrowej pamięci coraz bardziej zminiaturyzowanych urządzeń.

Im bardziej cyfrowy staje się świat, tym więcej zależy od informatyki, dziedziny zajmującej się tworzeniem i wykorzystaniem technik cyfrowych. Sterowanie ich działaniem poprzez wykorzystanie systemów procesorowych, narzędzi pozwalających na realizację bardzo skomplikowanych algorytmów dzięki odpowiednio przygotowanym programom komputerowym. Nikogo dzisiaj nie powinno dziwić, że informatyka staje się tak bardzo powszechna. Większość z jej użytkowników nie zdaje sobie sprawy, że jest prawie wszędzie. W samochodzie, gdzie system procesorowy, często sterowany jest programem napisanym w popularnym międzyplatformowym języku Java. Zajmuje się właściwym sterowaniem pracą silnika czy innych podzespołów, w telewizorze

¹ Instytut Elektroniki i Technik Informatycznych Politechniki Lubelskiej

² Studenckie Koło Naukowe przy Katedrze Ratownictwa Medycznego WSLiZ w Rzeszowie

HD, w odbiorniku satelitarnym, w kuchence mikrofalowej, czy oczywiście w telefonie komórkowym, który dzisiaj przeważnie jest komputerem o dużo większej mocy niż ten, który wspierał pierwsze lądowanie człowieka na księżycu. W sposób oczywisty większość z nas otaczają komputery albo wyniki ich pracy, bez nich nie da się już nadawać programów radiowych, telewizyjnych, płacić w sklepie, nie mówiąc o działaniach w globalnej skali aktywności człowieka.

Biorąc pod uwagę ilość i jakość sprzętu informatycznego, jaki nas otacza, zasadnym wydaje się pytanie, czy i jak można by go wykorzystać na rzecz sprawniejszej czy skuteczniejszej pracy ratownictwa medycznego. Dlaczego te, tak powszechne w innych dziedzinach rozwiązania tutaj jeszcze są tak mało stosowane. Natomiast tematem niniejszej pracy jest zagadnienie, jak w sposób prosty można wspomóc istniejące służby dostępnymi narzędziami. Na uwagę zasługuje to, że nie będzie przedstawione użycie futurystycznych urządzeń czy teorii, a raczej już istniejących, które można wykorzystać dla poprawienia skuteczności pracy ratownictwa medycznego.

Nie do pominięcia jest na dzień dzisiejszy rola funduszy europejskich w powstaniu dobrego klimatu dla omawianych rozwiązań. Korzystając z dużych kwot dofinansowania urzędy centralne oraz lokalne planują lub wręcz już realizują ogromne inwestycje w infrastrukturę informatyczną, w budowę baz danych i systemów, które docelowo obejmą swym zakresem prawie kompletną informację o pacjentach w Polsce. Wykorzystanie tej informacji stanie się wtedy sprawą podstawową. Samo zbudowanie baz danych problemów nie rozwiąże. Kluczowe będzie osiągnięcie ich dostępności na miejscu zdarzenia, na życzenie lekarza, ratownika czy innej właściwej służby.

4.2. Rys historyczny

Początki powszechnej dostępności systemów komputerowych to lata 80-te ubiegłego wieku. Wraz z pojawieniem się komputera osobistego, który dał się postawić na biurku, który nie wymagał klimatyzowanych pomieszczeń i specjalistycznego personelu. Ludzkość zaczęła nową erę. Erę informatyki, a po powstaniu i upowszechnieniu Internetu – teleinformatyki, która zmieniła świat. Rozmowa z człowiekiem na drugim końcu Ziemi stała się prosta, przekazanie informacji nawet bardzo obszernych – szybkie, dotarcie do wiedzy – łatwiejsze. W obecnym czasie zmienia się świat, przestają najważniejsze być jedynie zasoby. Dużą wartością staje się informacja, wiedza, a dotarcie do niej jest łatwiejsze niż było kiedykolwiek wcześniej.

Rozwój samych komputerów nie zapewniłby takich osiągnięć. Równolegle rozwijano zasady transmisji informacji, sieci komputerowych przewodowych, potem bezprzewodowych. Zaczęła rodzić się teleinformatyka. Rozwój Internetu i urządzeń dzięki którym staje się dostępny wszędzie wnosi nową jakość do codziennego życia i pozwala na odkrywanie nowych zastosowań oraz przełamywanie nowych barier. Dzięki temu postępowi dzisiejszy lekarz może obserwować operację odbywającą się na drugim końcu planety, uczyć się, zdobywać wcześniej trudno dostępną wiedzę. Są już przypadki operacji prowadzonych na odległość. Wydaje się, że przyszłość, to właśnie takie rozwiązania. Odpowiedni fachowiec może pomagać tam, gdzie jest potrzebny a nie tam, gdzie w danej chwili się znajduje.

Jakościową zmianę w życiu większości przyniósł wynalazek z pogranicza telekomunikacji i informatyki – telefonia komórkowa. Dzięki temu, że uzyskano narzędzie komunikacji działające wszędzie i zawsze, wiele sytuacji trudnych stało się możliwymi do obsłużenia. Ofiara wypadku, czy osoba uczestnicząca w nim, dzięki telefonowi komórkowemu może powiadomić natychmiast odpowiednie służby. Skraca to czas oczekiwania. Jest to najważniejszy czynnik mający wpływ na szanse pacjenta na przeżycie. Dzisiaj coraz powszechniejsze są tzw. smartphony – czyli telefony będące w istocie małymi komputerami o bardzo rozbudowanej funkcjonalności. Dzięki upowszechnianiu mobilnego dostępu do Internetu, każdy taki smartphon jest nie tylko komunikatorem głosowym, może być również komunikatorem wizyjnym, jak i platformą dostępu do informacji czy jej wymiany. Następny krok w rozwoju komputerów to wydaje się rozwój urządzeń przenośnych zwanych tabletami. Te komputery, będące w istocie jedynie sporym ekranem dotykowym są jednocześnie bardzo rozbudowanymi narzędziami do komunikacji i wykonywania złożonych czynności z pogranicza informatyki.

Ciekawostką jest fakt, że już w 1963 roku, jeden z najbardziej znanych pisarzy s-f na świecie, Stanisław Lem, prognozował, że w przyszłości technologia stworzy możliwości przedłużenia zmysłów człowieka, wspierając go w każdym aspekcie aktywności. Robił to przykładowo w książce *Summa Technologiae* – gdy nic w otoczeniu nie wskazywało na taki kierunek rozwoju technicznego [5].

Jednym z motywów powstania nowoczesnej sieci opartej na technologii dzisiaj wykorzystywanej przy połączeniach internetowych były wydarzenia roku 1960, gdzie podczas zagrożenia konfliktem zbrojnym w tzw. kryzysie kubańskim analitycy amerykańscy zauważyli, że łączność dotychczas stosowana jest całkowicie nieodporna na zakłócenia wywołane atakiem nuklearnym. Amerykańska korporacja RAND zaproponowała wtedy połączenie systemów

rozproszonych, w jedną gigantyczną sieć, z węzłami mogącymi przejmować wzajemnie swoje funkcje [6].

W medycynie informatyka ma swoje miejsce od kiedy pojawiła się w powszechnym użyciu. Przede wszystkim stała się elementem sterowania i pracy urządzeń wspierających pracowników ochrony zdrowia. Jest obecna w większości zaawansowanych urządzeń służących diagnostyce, leczeniu itp.

Jednak użycie technik IT w codziennej praktyce szpitala, czy ratownictwa medycznego napotyka od lata bariery związane z niedoszkoleniem personelu, ze zbyt małymi inwestycjami szpitalnictwa w tą technologię. W procesie zarządzania procesami medycznymi zaczęła być widoczna na szczeblu centralnym (ZUS, Narodowy Fundusz Zdrowia) a mniej w lokalnym, służącym wsparciu codziennej obsługi pacjenta czy poszkodowanego.

Częściowo już rozpoczęto planowane inwestycje stworzenia scentralizowanych baz danych pacjentów, procedur medycznych, zdarzeń ratowniczych, systemów ostrzegania ratownictwa medycznego itp. Stanowią na dzisiaj podstawę do oceny, że w najbliższych latach będzie możliwe wykorzystanie tych informacji w codziennej pracy odpowiednich służb. Aby jednak stało się to możliwe, prócz centralnych inwestycji potrzebne jest wiele małych, częściowych rozwiązań informatycznych, które przybliżą konkretną funkcjonalność do codziennych potrzeb.

4.3. Kluczowe zagrożenia

Proces informatyzacji ochrony zdrowia i ratownictwa, jako część strategii informatyzacji państwa realizowanej przy współudziale funduszy Unii Europejskiej jest złożony i długotrwały. Jednak najistotniejsze są wyzwania, jakim musi stawić czoła.

Podstawowym jest komplementarność i techniczna wykonalność. Omówione wyżej projekty dotyczące jednocześnie ochrony zdrowia i informatyki, realizowane czy to centralnie, czy to na poziomie lokalnym (wojewódzkim) są mocno skomplikowane, bardzo obszerne, zakładają integrację wielu mediów, organizacji i służb. Zapewnienie kompatybilności, merytorycznej poprawności i jednoznaczności to wielkie wyzwanie dla realizatorów.

Równie ważne jest bezpieczeństwo informacji. W obecnym czasie dane osobowe są łakomym kąskiem dla wszelkiego rodzaju hakerów, ponieważ mogą znaleźć zastosowanie w działaniach legalnych i nielegalnych. Dlatego ochrona przed niepowołanym dostępem z jednoczesnym zapewnieniem łatwego pozyskiwania informacji przez służby uprawnione to kluczowy element sprawności tworzonego systemu.

Wydaje się, że metodologie ochrony danych i dostępu do nich będą możliwie kompletne i zaawansowane, z wielopoziomowym logowaniem zjawisk, służb i ludzi pozyskujących dane, z określeniem zakresów dostępu i sposobów autoryzacji. Jednak jeśli nawet wszystkie połączenia będą odbywały się za pośrednictwem przygotowanych w ramach rozwiązań narzędzi, szyfrowanych połączeń itp. zagrożenia będą ogromne. Informacja o zasobach, ludziach, chorobach, lekach itp. to potężne narzędzie w ręce nieuprawnionych, a chcących ją wykorzystać podmiotów.

Niestety średni poziom edukacji informatycznej polskiego społeczeństwa wydaje się, że również istotnym zagrożeniem w procesie wprowadzania technik IT do codzienności służby zdrowia i ratownictwa będzie brak przyzwyczajenia i wiedzy o użyciu takich technik. Bariery edukacyjne z czasem będą się zmniejszać, wraz z programami szkoleniowymi planowanymi przez inwestorów, ale przede wszystkim wraz z wymianą pokoleniową pracowników tychże służb. Ludzie młodzi nawykli są już na dzień dzisiejszy do korzystania z takiej technologii, jest to często ich codziennością [4].

Zmiany, jakie zachodzą we współczesnych społeczeństwach i gospodarkach wykorzystujących nowe możliwości określane są najczęściej jako budowanie tzw. społeczeństwa informacyjnego, gdzie gospodarka oparta na wiedzy staje się naturalną konsekwencją rozwoju gospodarczego [97]. Kluczowym staje się zatem dbanie o właściwy poziom edukacji i zauważanie roli Internetu w różnych jego zastosowaniach w gospodarce i w służbie ludzkości. To, co jest szczególnie zauważalne, to zdolność Internetu do przyciągania innowacji. Staje się powszechny, daje możliwość wprowadzania stosunkowo łatwych rozwiązań i powoduje, że pojedyncze osoby, czy małe zespoły dostają ogromne możliwości [72].

4.4. Ostrzeganie kryzysowe

Prócz omówionego powyżej sposobu na szybkie powiadomienie zagrożonych o możliwym problemie na ich terenie, najistotniejsze wydają się działania w zakresie wcześniejszego wykrycia powstania ryzykownych zjawisk lub sytuacji. W większości zaawansowanych systemów informatycznych, używanych przez komercyjne przedsiębiorstwa na rynku, są od lat stosowane różne metody wspierania poprawnego podejmowania decyzji. Większość tych metod określa się mianem business intelligence – inteligencja biznesowa. Polegają one generalizując na zbieraniu, przetwarzaniu, normowaniu danych, tak, aby za pomocą stworzonej hurtowni danych posiadać lepszy, szybszy sposób dostępu do informacji odpowiednio zagregowanej, posortowanej,

ujawniającej dzięki temu nowe zjawiska. Tak ułożona hurtownia danych staje się podstawą do pracy zaawansowanych systemów raportowania czy analiz klasy OLAP (On Line Analytical Processing). Analizy OLAP pozwalają na sprawniejsze analizowanie zjawisk, pod różnymi kątami i w niedostępny innym narzędziom sposób. Dzięki temu osoba wyposażona w takie narzędzie jest w stanie widzieć więcej, lepiej, wykrywać zjawiska i je analizować w sposób bardzo szybki i pewny [155].

Następnym krokiem w przeprowadzanych analizach są metody klasy data mining („dłubanie w danych”) pozwalające między innymi, na zautomatyzowanie procesów poszukiwania powiązań i zależności występujących pomiędzy zanotowanymi i zarejestrowanymi ilościowo zjawiskami. Dzięki taki metodom w handlu możliwe jest określenie wielu czynników wpływających na decyzje konsumentów, od bardzo złożonych, do tych najprostszych. Na przykład: co najczęściej kupuje człowiek wchodzący do sklepu po butelkę piwa? Dzięki tym wnioskowi jeśli okaże się, że najczęściej kupuje się też paluszki, należy położyć paluszki w miejscu, w którym przed ich kupieniem będzie musiał zderzyć się z pokusą kupienia sera, chipsów czy innego podobnego towaru. Skoro takie metody sprawdzają się na rynku, nie ma żadnych przeszkód, żeby zacząć używać ich do bieżącej analizy zjawisk związanych z ratownictwem medycznym. Oczywiście pierwszym krokiem są dane, zbieranie informacji o zjawiskach, które miały miejsce, ich otoczeniu, zjawiskach powiązanych itp. Posiadając dostatecznie dużo informacji można pokusić się wtedy o dogłębną analizę przeszłości próbując na jej podstawie wyciągać wnioski dla bieżących czy przyszłych zjawisk. Metodologie, sprzęt, systemy informatyczne istnieją, są w użyciu bieżącym, wystarczy zaadoptować je do nowych celów. W literaturze spotyka się takie zastosowania technik informatycznych w medycynie, jednak na dzień dzisiejszy ograniczają się one do badań naukowych lub wspierają wprowadzanie nowych lekarstw przez koncerny farmaceutyczne.

4.5. Wypadek – jak wesprzeć zespół ratunkowy

Zespół ratunkowy jadący na wezwanie korzysta z dużej ilości sprzętu, będącego na wyposażeniu karetki. Sprzętu tego jest i będzie coraz więcej, czy jednak korzystając z już dostępnych rozwiązań technicznych można by zwiększyć skuteczność jego pracy?

GPS – najszybciej do celu. Wielu kierowców uważa że użycie urządzenia GPS to codzienność. Dzięki niemu wiadomo jak dojechać najszybciej do określonego celu. Wyposażenie karetki w GPS wydaje się naturalnym krokiem na drodze do jej sprawnej pracy. Kierowca ma się skupić na prowadzeniu a nie szukaniu celu.

To chyba najłatwiejszy z omawianych postulatów technicznych do spełnienia. Ceny tych urządzeń systematycznie spadają, sprowadzając je z roli gadżetu, do roli sprzętu, który jest już w prawie każdym samochodzie.

GPS – gdzie jest pacjent. Zagadnienie, gdzie jest pacjent zobrazowane jako pozycja GPS wydaje się ciekawsze. Dotarcie do niego stało by się pewniejsze. Jednak trudno wymagać od potencjalnego pacjenta czy ofiary wypadku, by miała wiedzę o swojej pozycji i przekazała ją odpowiednim służbom. Rozwiązaniem jest użycie smartphona.

GPS – gdzie karetka. Wiedza o tym, gdzie znajduje się karetka, dla zarządzającego licznymi zespołami ratunkowymi i podejmującego decyzje o ich wysłaniu, czy kontrolującego ich pracę wydaje się być wręcz podstawowa. Służby zarządzające pracą karetek nie dość, że mogłyby kierować ich ruchami, korygować w oparciu o inne informacje przebiegi tras, czy też kierować bardziej efektywnie. Znajdować karetki w drodze, karetki w jednostkach położonych bliżej miejsca docelowego.

Smartfon – urządzenie ratujące życie. Wydaje się, że najciekawszym w chwili obecnej rozwiązaniem wspierającym dotarcie do zagrożonego pacjenta było by powszechne użycie smart fonów, telefonów wyposażonych w nowoczesne rozwiązania. Taki telefon komórkowy prócz standardowej możliwości nawiązywania połączeń głosowych, czy wysyłania krótkich wiadomości tekstowych SMS, posiada wbudowany odbiornik GPS, bardzo często ma również bezprzewodowy dostęp do Internetu. Te parametry dają możliwość użycia tego urządzenia jako swoistego narzędzia namierzania problemu. Wystarczającym tutaj było by przygotowanie prostego programu komputerowego, pracującego na takim telefonie, posiadającego jedną funkcję „włącz ratunku”. Po naciśnięciu takiego przycisku telefon przesyła w zaprogramowane miejsca wiadomość z komunikatem oraz położeniem GPS właściciela. Służby ratownicze mogą podjąć działania natychmiast. Możliwe jest jednocześnie powiadomienie osób bliskich czy innych zainteresowanych. Na dzień dzisiejszy jeszcze drogie stosunkowo, ale już coraz częściej kupowane smart fony Apple, popularne iPhony pozwalają wręcz śledzić położenie obiektu, wraz z komunikowaniem się z nim.

Tak wyposażony potencjalny pacjent nie musi dzwonić na pogotowie, pogotowie nie musi dzwonić do niego. Dzięki dostępnym i istniejącym usługom może wiedzieć, gdzie pacjent jest oraz przysyłać mu wiadomości na ekran telefonu bez dzwonienia. Podobne funkcjonalności wprowadzają inni producenci np. Samsung, na telefonach z systemem Android.

4.6. Karetka i rozwiązania IT w zasięgu ręki

Wcześniej przedstawiono istniejące możliwości wsparcia ratowników przed wystąpieniem zdarzenia, w drodze do wypadku, czy chorego oraz jak można wykorzystać istniejącą już dzisiaj infrastrukturę i technikę we wspomaganiu dotarcia do właściwego celu. W chwili, gdy zespół ratunkowy znajdzie się na miejscu interwencji rozpoczyna się jego zasadnicza praca. W szeregu wyzwań ratownicy mogą uzyskać wsparcie dzięki używanym już w innych wprowadzić celach ale będącym jednak w powszechnym użyciu wyposażeniu.

– Technologie mobilne. Wykorzystanie Internetu we wsparciu decyzyjnym

Jeśli zespół ratunkowy będzie posiadał któryś z nowoczesnych telefonów wyposażonych w kamerę i połączenie internetowe, może uzyskać wsparcie dyżurującego lekarza pokazując mu czy to ofiarę wypadku, czy określone uszkodzenia. Dzięki takiej wideokonferencji lekarz specjalista nie będąc na miejscu wypadku może w zasadzie uczestniczyć w pierwszej pomocy, może wspierać swoimi wskazówkami mniej fachowy personel. Może zdecydować również o rodzaju podjętych czynności ratowniczych. Należy to podkreślić, że miejsca w których takie połączenia można nawiązywać, to już teren prawie całej Polski, a z czasem prawdopodobnie znikną ostatnie białe plamy na mapie, miejsca gdzie nie ma wystarczającego zasięgu sieci cyfrowej. Dzięki właściwemu rozpoznaniu lepiej również będzie podjęta decyzja o dalszym przekazaniu pacjenta do odpowiedniej placówki. Lekarz oczekujący na pacjenta w szpitalu może zobaczyć wręcz, z czym będzie miał do czynienia w momencie, gdy karetka dowiezie pacjenta na miejsce. Oznacza to lepsze przygotowanie i szybsze podjęcie właściwych działań, często skuteczniejszy ratunek.

– Monitorowanie na bieżąco

Dzisiejsze urządzenia zbierające dane o stanie pacjenta w większości posiadają na wyposażeniu łącza komputerowe. Wystarczą odpowiednie interface, odrobina sprzętu komputerowego, połączenie bezprzewodowe z Internetem i pacjent w trakcie transportu do szpitala może być monitorowany nie tylko przez zespół ratunkowy w karetce, ale i przez lekarza oczekującego w szpitalu na jego dowiezienie. Istotną jest zarówno możliwość obserwacji parametrów życiowych pacjenta podczas transportu, w związku z tym wsparcie

podejmowania działań w jego trakcie i dobre przygotowanie lekarza oczekującego na pacjenta, lekarza, który doskonale wie, w jakim stanie jest przywożona ofiara wypadku. Realizacja tego celu nie jest ani kosztowna ani trudna. Sprzęt w porównaniu z większością wyposażenia medycznego jest bardzo tani i dostępny.

4.7. W jakich kierunkach pracuje świat

W ogólnie pojętej dziedzinie eZdrowie, której definicję przytoczymy później, działania są prowadzone w wielu krajach. Stosunkowo mała gęstość rozwiązań teleinformatycznych w Polsce, będąca skutkiem wieloletnich zaniedbań i stanu finansowego państwa jest czynnikiem, dzięki któremu zjawiska i projekty realizowane w wielu rozwiniętych krajach u nas są na razie w fazie planów, czy nawet marzeń [7]. Zamożność społeczeństwa i państwa przekłada się i tutaj na sprawność opieki medycznej i stopień wykorzystania nowych technik we wsparciu Służby Zdrowia.

Telemedycyna

Jedną z pierwszych dziedzin teleinformatyki, wykorzystanych w leczeniu była telemedycyna [7]. Geneza działań w tym kierunku wywodzi się z potrzeb armii USA, kiedy działania wojenne już w latach 60-tych XX wieku były prowadzone na terenach bardzo odległych od najlepszych szpitali i specjalistów. Uznano, że społecznie zbyt drogim, a w zasadzie prawie niewykonalnym jest zapewnienie wysokiej klasy opieki specjalistycznej żołnierzom walczącym na bardzo odległych frontach. Tu pojawiły się, w wyniku pierwszych rozwiązań możliwości wsparcia zdalnego. Nawet mniej wyszkolony chirurg, będący na miejscu a mający wsparcie kilku znakomitej klasy fachowców był w stanie wykonywać bardzo skomplikowane diagnozy czy operacje. Umożliwiła to zbudowana w tym czasie satelitarna sieć telekomunikacyjna, łącząca amerykańskie bazy wojskowe, zlokalizowane na wszystkich kontynentach, ze specjalistycznymi ośrodkami medycznymi położonymi na terenie USA.

Nie do pominięcia są tutaj też prace prowadzone przez NASA, które miały zapewnić opiekę „na żywo” kosmonautom, uczestniczącym w projektach pozaziemskich. Monitoring ich funkcji życiowych został skonstruowany już w latach 50-tych XX wieku.

Opieka domowa przy wykorzystaniu telemedycyny

Nadzór nad zidentyfikowanymi pacjentami, którzy z różnych przyczyn przebywają w domu, gdzie można by otoczyć ich ciągłą opieką, to w chwili obecnej mocno rozwijający się kierunek wykorzystania technik IT [140]. Już w chwili obecnej istnieje szereg rozwiązań i projektów rozwijających tę

dziedzinę opieki medycznej. Np. w Skandynawii wykorzystuje się technologiczny model *Smart Home*, którego jednym z elementów, jest możliwość objęcia monitoringiem pielęgniarstkiem oraz zapewnienie dostępu do wideo rozmów i powiadamiania. We Francji funkcjonuje projekt PROSAFE pozwalający na monitorowanie stanu pacjentów włącznie z wykrywaniem stanów zagrożeń, czy upadków.

Na szczęście w Polsce pojawiają się pierwsze rozwiązania idące w podobnym kierunku. Ciekawym pomysłem jest teleopieka. System zapewnia całodobową pomoc dyżurnego w przypadkach nagłych, dotyczących osób objętych monitoringiem. Minusem jest to, że działa tylko w obrębie domu, w którym monitoring został zainstalowany. Przyszłościowym jest na pewno z kolei projekt pt „Telemedycyna w Euroregionie Pomerania”, jedno z rozwiązań, które ma być „wzorcowym” dla innych regionów. Zakłada on współpracę telemedyczną polskich i niemieckich placówek całego regionu, dzięki czemu ma się przyczynić do lepszej diagnostyki, reagowania ratunkowego itp. W projekcie uczestniczy 21 szpitali niemieckich i 11 polskich oraz szczecińskie uczelnie. Podobne programy są już prowadzone np. w województwie małopolskim. Generalizując – rozwój projektów mających wykorzystać osiągnięcia teleinformatyki dzieje się na całym świecie, a dzięki funduszom unijnym również w Polsce.

Na uwagę zasługuje również rozwój prywatnych usług w tej dziedzinie. Dzięki zaawansowanym urządzeniom coraz częściej firmy prywatne, niezajmujące się wyłącznie medycyną mogą zaoferować usługę, poprawiającą jakość służby zdrowia. Przykładem może być firma Supervision, oferująca system monitorowania pacjentów lub osób starszych. Oczywiście rozwój coraz sprawniejszych i nowocześniejszych urządzeń jest podstawowym determinantem jakości i dostępności usług. Przykładem może być firma Visonic, producent zaawansowanych urządzeń, czujników itp. – w której ofercie można znaleźć urządzenie telemedyczne, potrafiące:

- przypominać o lekach,
- wykrywać dym, gaz, wodę – stany zagrożenia życia,
- wykrywać upadek osoby monitorowanej,
- komunikować się głosowo z centrum monitoringu,
- monitorować bezczynność – np. pacjent przebywa za długo w tej samej pozycji,
- mierzyć wybrane parametry życiowe (ciśnienie, temperaturę itp.),
- inne.

Usługi świadczone przy pomocy tych urządzeń dostępne są już w Polsce [201,202]. Telepielęgniarstwo jest szybko rozwijającą się dziedziną, uzupełniającą zakres tradycyjnych świadczeń pielęgniarских. Obok systemów ostrzegania, powiadamiania o stanach krytycznych jest nie do przecenienia możliwość świadczenia usługi „twarzą w twarz”, zwłaszcza dla osób mieszkających w regionach, gdzie dotarcie pielęgniarki jest trudne czy długo trwające. Wirtualne odwiedziny „telepielęgniarki” mogącej nie tylko udzielić porad, ale także dzięki wideokonferencji ocenić wizualnie stan osób objętych opieką, poprawiają znacznie dostępność usług pielęgniarских i mogą podnieść poziom bezpieczeństwa zdrowotnego ludzi starszych, przewlekle chorych czy z innych powodów potrzebujących takiego wsparcia [140].

Unia Europejska a problemy Medycyny

Od 2003 roku funkcjonuje w Unii Europejskiej definicja terminu eZdrowie. Oznacza ono zastosowanie technologii teleinformatycznych w zapobieganiu chorobom, diagnostyce, leczeniu, kontroli oraz w prowadzeniu zdrowego trybu życia. Narzędzia budowane w tym obszarze, mają służyć między innymi do komunikacji pomiędzy pacjentami a usługodawcami medycznymi, przekazywaniu danych pomiędzy instytucjami zaangażowanymi w procesy ochrony zdrowia oraz kontaktom bezpośrednim pomiędzy pacjentami a pracownikami ochrony zdrowia. Dzięki zastosowaniu nowych narzędzi poprawie ulegnie stan zdrowia, dostępność usług, bezpieczeństwo zdrowotne. W rezultacie ma się poprawić wydajność i skuteczność całego systemu ochrony zdrowia w państwach Unii Europejskiej.

Zdefiniowane podstawowe cele Unii Europejskiej w dziedzinie ochrony zdrowia to:

- utrzymywanie zrównoważonego systemu ochrony zdrowia dla wszystkich,
- zapewnienie bezpiecznego i autoryzowanego dostępu do dokumentacji medycznej, w każdym miejscu i każdej sytuacji,
- zwiększenie bezpieczeństwa związanego z systemem ochrony zdrowia,
- wsparcie obywateli – szczególnie przemieszczających się w poszukiwaniu usług związanych z ochroną zdrowia.

W tym kontekście kluczowymi celami dla Zdrowia są:

- ułatwienie dostępu do opieki zdrowotnej,
- zwiększenie wydajności i dostępności służby zdrowia,
- wsparcie decyzji i diagnostyki,
- możliwość świadczenia jak największej ilości usług medycznych na odległość,
- szkolenie profesjonalistów medycznych (np. poprzez e-learning).

4.8. Rozwiązania sprzętowe dostępne w chwili obecnej i ich szacunkowa wycena

Zaznaczone w niniejszej pracy kierunki rozwoju zastosowań teleinformatycznych w medycynie i ratownictwie rozkładają się na całe spektrum aktywności definicji eZdrowie. Prócz ogromnych nakładów na te działania w ramach świata, Unii Europejskiej, czy wręcz Polski, na uwagę zasługuje bardzo scentralizowane podejście do tych problemów. Oczywiście można przypuszczać, że prawidłowo rozwijane rozwiązania centralne dadzą szansę na późniejsze, szerokie wykorzystanie w praktyce pojedynczej karetki czy praktyki lekarskiej. Bardziej celowe było by wydawanie pieniędzy z budżetów centralnych czy wojewódzkich na zestandaryzowanie rozwiązań, sposobów transmisji, niż budowanie rozwiązań na poziomie, na którym będzie trudno je wdrożyć do codziennego użytku.

Podstawą pracy każdego systemu teleinformatycznego są rozwiązania sprzętowe. Wyposażenie w odpowiednie urządzenia zdeterminuje późniejsze możliwości jego wykorzystania. Porównując specjalizowane urządzenia medyczne z różnych branż oraz tendencje cenowe na rynkach medycznych w różnych aspektach, można przypuszczać, że zastosowane w przyszłości będą kupowane centralnie lub w dużych przetargach, ogromne ilości sprzętu, dostarczanego i serwisowanego przez potentatów rynku informatycznego. Takie duże podejście skutkuje wysoką ceną jednostkową, brakiem konkurencyjności w stosowaniu rozwiązań alternatywnych i słabym rozwojem w przyszłości ze względu na duże monopolizowanie zjawiska.

Reasumując. Można na bazie doświadczeń z firm branży IT podać przykładowe koszty zakupu różnych elementów systemu pracującego na rzecz trójkąta: Centrum powiadamiania ratunkowego, karetka, szpital.

Centrum powiadamiania ratunkowego:

- stanowiska komputerowe – standardowe, wyposażone dodatkowo w kamerkę internetową, zwykłe komputery PC, w większości już będące na wyposażeniu. Koszt rzędu 2 tys. zł.
- sieć komputerowa – połączenie komputerów z serwerem i Internetem – w dużej części już istniejąca, dla niewielkiej ilości stanowisk koszt wykonania nowej to około 1-3 tys. zł.
- serwer sieci – rozważając jedną z najprostszych możliwości uruchomienia systemów zdalnie, można by zastosować Windows 2008 serwer wraz z licencjami terminalowymi np. na 10 karetek – łączny koszt między 8 a 10 tys. zł.

- serwer baz danych – właściwa architektura pracy wymagałaby osobnego serwera baz danych SQL, dla ograniczenia kosztów pracującego pod kontrolą systemu Linux z bazami SQL klasy Open Source (jak PostgreSQL, Czy Firebird SQL) – koszt rzędu 6-8 tys. zł [14,183].
- Bramka internetowa – dowolny komputer PC z zainstalowanym systemem Linux, służący jak bramka internetowa oraz mostek dla sieci VPN – dla zmniejszenia kosztów przy użyciu np. OpenVPN [183] – koszt około 1 tys. zł.
- Łącze internetowe – sieć musi zostać podłączona do internetu – dzisiejsze łącza są dostępne praktycznie wszędzie, w koszcie miesięcznym rzędu 100 zł można zapewnić całkowicie wystarczającą jakość połączeń.

Szpital (zakładamy, że nie zajmujemy się całością szpitala, a jedynie Szpitalnym Oddziałem Ratunkowym, częścią współpracującą z ratownictwem)

- stanowiska komputerowe – standardowe – wyposażone dodatkowo w kamerkę internetową, zwykłe komputery PC, o koszcie rzędu 2 tys. zł.
- sieć komputerowa – połączenie komputerów z serwerem i Internetem – w większości biur istniejąca, dla niewielkiej ilości stanowisk koszt wykonania nowej to rząd 1-3 tys. zł.
- serwer baz danych – właściwa architektura pracy wymagałaby osobnego serwera baz danych SQL, dla ograniczenia kosztów pracującego pod kontrolą systemu Linux – koszt rzędu 6-8 tys. zł. Oczywiście w szpitalu może istnieć już dzisiaj serwerownia z serwerem, który można użyć do omawianych celów [14,183]
- Bramka internetowa – dowolny komputer PC z zainstalowanym systemem Linux, służący jak bramka internetowa oraz mostek dla sieci VPN – dla zmniejszenia kosztów przy użyciu np. OpenVPN – koszt rzędu 1 tys. zł (można użyć nawet dość stary sprzęt – wymagania niskie)
- Łącze internetowe – sieć musi zostać podłączona do Internetu – koszt miesięczny w wysokości około 100 zł. można zapewnić całkowicie wystarczającą jakość połączeń.

Karetka

- Sprzęt przenośny do współpracy z systemami szpitala czy centrum powiadamiania ratunkowego – np. tablet wyposażony w łącze Wi-Fi i 3G, wraz z wykupionym abonamentem dostępowym do Internetu – ceny od 2 do 3 tys. zł.
- łącze internetowe przez sieć komórkową – abonament miesięczny rzędu 50 zł powinien być wystarczający
- Telefon klasy „smartfonów” wyposażony w kamerkę i możliwość prowadzenia telekonferencji zdalnie przez sieć komórkową – koszt około

1-2 tys. zł. przy jednoczesnym podpisaniu umowy z operatorem telekomunikacyjnym, łączność mógłby uzyskiwać przez wspólne z tabletem łącze internetowe.

Jak widać z powyższych kalkulacji, wyposażenie 1 karetki w sprzęt to koszty 3-5 tys. zł., a później miesięcznie od 50-100 zł. Koszt wyposażenia centrum powiadamiania – rząd 30 tys. zł., w szpitalu potrzebujemy podobnych nakładów na utworzenie stanowisk współpracujących z karetkami. Oczywiście w znacznej części jednostek konieczny sprzęt komputerowy już jest. Służy jednak głównie do celów dokumentacyjnych, czasem pracuje w systemie obsługującym jakąś część jednostki.

4.9. Koncepcja układu systemów informatycznych (oprogramowania) i ich wykorzystania

Wykorzystując pokazany w rozdziale 4.5 sprzęt można pokusić się o stworzenie kompleksowego systemu informatycznego, pozwalającego na realizację zadań wsparcia zespołów ratowniczych w terenie oraz jednostek ich przyjmujących czy sterujących nimi. Należy podkreślić, że jeśli systemy ewidencji pacjentów, procedur, leków, szpitali, miejsc i łóżek zostaną wdrożone i zrealizowane na poziomie centralnym, czy wojewódzkim, możliwości opisywanych rozwiązań staną się większe i pełniejsze. Jednak nic nie stoi na przeszkodzie, aby takie systemy zacząć budować już teraz, przewidując co najwyżej późniejsze ich łączenie z informacjami zawartymi w systemach scentralizowanych.

Zakładając, że przy minimum nakładów chcemy zrealizować maksimum celów oraz, że wykonano inwestycje zakupowe wskazane w punkcie 5 możliwe jest zainstalowanie następujących pozycji oprogramowania w poszczególnych celach projektu:

Centrum powiadamiania

- Oprogramowanie podstawowe do ewidencji zdarzeń – np. uniwersalny moduł (framework) do organizacji zadań i działań jak TOP Organizator (podany dla przykładu) – koszt 1 tys. zł. na stanowiskobezpłatny program komunikacyjny Skype – do połączeń tekstowych, głosowych i wideo
- Baza danych Open Source (więc bezpłatna) np. PostgreSQL lub Firebird SQL [2] jako miejsce ewidencji zdarzeń wykorzystywane przez moduł z punktu 1
- OpenVPN do bezpiecznego, szyfrowanego połączenia z karetkami czy szpitalami

- Aplikacja lokalizacyjna np. MobileMe – z pakietu firmy Apple, pozwalająca na śledzenie położenia karetek
- serwer terminali Windows – pozwalający na zdalną, po połączeniu VPN pracę z urządzeń przenośnych na wspólnej bazie danych.

Szpital

- Oprogramowanie podstawowe do ewidencji zdarzeń – np. uniwersalny moduł (framework) do organizacji zadań i działań jak TOP Organizer (podany dla przykładu) – koszt takiego rozwiązania to około 1 tys. zł. na stanowisko,
- bezpłatny program komunikacyjny Skype – do połączeń tekstowych, głosowych i wideo,
- Baza danych Open Source (więc bezpłatna) np. PostgreSQL lub Firebird SQL [2] jako miejsce ewidencji zdarzeń wykorzystywane przez moduł z punktu 1,
- OpenVPN do bezpiecznego, szyfrowanego połączenia z karetkami czy innymi jednostkami,
- Aplikacja lokalizacyjna np. MobileMe – z pakietu firmy Apple, pozwalająca na śledzenie położenia karetek.

Karetki (zakładamy, że wyposażona np. w tablet i telefon firmy Apple)

- oprogramowanie Skype – bezpłatny program do komunikacji głosowej, tekstowej i wideo przez Internet,
- klient VPN – w większości urządzeń dostępny bezpłatnie,
- klient RDP – do połączenia z aplikacją pracującą w centrali – centrum powiadamiania.

Osobną, nieujęłą dotychczas kategorią kosztów, jest nauczanie fragmentów wymienionych systemów wykonywania zleconych a potrzebnych działań. W koncepcji użyty został nie gotowy system informatyczny obsługujący pogotowie czy szpital, a seria podprogramów służących komunikacji i lokalizacji, zaś ewidencyjnie zakłada się, że zostanie wykorzystany istniejący i gotowy framework aplikacyjny, opisany w następnym rozdziale – a pozwalający na prawie dowolne skonfigurowanie jego opcji i funkcjonalności. Podejście takie, stosowane jest komercyjnie w miejscach, gdzie trzeba niejako „ułożyć” ewidencję i sposób pracy danego stanowiska od zera. Reagując szybko na zmieniające się okoliczności oraz na jednostkowe potrzeby daje możliwość ogromnego zmniejszenia kosztów zakupu specjalizowanych aplikacji i ich późniejszego rozwoju jak również modyfikacji. Dla jego użycia konieczne jest jednak zaangażowanie doświadczonego informatyka, który przy jego pomocy „stworzy” konieczne funkcjonalności. Podobne rozwiązania stosuje wiele firm.

Nawet najwięksi dostawcy branży IT dążą do ułatwienia tworzenia zaawansowanych rozwiązań bez użycia specjalistów od programowania komputerów (np. Oracle).

Podany jako przykład komercyjny produkt jest autorskim rozwiązaniem IT, ale bywa w rzeczywistości używany właśnie w podobnym celu. Od rozwiązań bardziej zaawansowanych różni się tym, że jest wielokrotnie tańszy, a jednocześnie prostszy i szybszy do użycia. W warunkach omawianych bardziej funkcjonalny. Aby uzupełnić kalkulację kosztów należy więc uwzględnić specjalistę IT, który „nauczy” system właściwych sposobów reakcji, włoży właściwe funkcjonalności i przygotuje konieczne analizy czy raporty we wbudowanych w niego narzędziach.

Na postawie praktyki w komercyjnych przedsiębiorstwach można oszacować, że kompletne przygotowanie takiego rozwiązania powinno zająć około 3 miesiące pracy zespołu specjalistów. Oznacza to koszty rzędu 30-50 tys. zł. w zależności od zakresu i zaawansowania zastosowanych metod. Jednak dla osiągnięcia podstawowej funkcjonalności można przy zastosowaniu wyżej wymienionych pakietów oprogramowania osiągnąć wiele celów już po kilku godzinach prac konfiguracyjnych i przy bardzo niskich kosztach, pozostawiając np. prace nad rozwojem zakładowym informatykom.

Oczywiście wszystkie osoby zaangażowane w omówiony proces, muszą posiadać prócz odpowiedniego sprzętu – umiejętność sprawnego jego użycia. Wiedza taka staje się coraz bardziej powszechna i można się spodziewać, że w ciągu najbliższych lat będzie dostępna większości personelu, wspartego jeszcze dodatkowymi szkoleniami.

Patrząc na powyższy schemat postępowania można zauważyć następujące efekty sumaryczne:

- służby ratownicze mają doskonałą informację o zdarzeniu, włącznie z podglądem na jego miejsce, co poprawia skuteczność i jakość podejmowanych działań,
- karetka na każdym etapie ma wsparcie centrum i ewentualnie dyżurującego specjalisty,
- po identyfikacji poszkodowanych wszystkie służby wiedzą, jaka jest ich ewentualna historia chorób, leków itp., mogą więc uniknąć błędnych działań,
- szpital jest poinformowany o wiezionym do niego pacjencie przed faktem, może uczestniczyć w obserwacji poszkodowanego w trakcie dowożenia oraz przygotować się na przyjęcie,
- osoby bliskie poszkodowanych są automatycznie poinformowane o zdarzeniu i miejscu przebywania poszkodowanych.

Oczywiście jest to jeden przykładowy schemat dla jednego zdarzenia. Pokazuje jednak, że wykorzystanie systemu teleinformatycznego może znacznie poprawić i ułatwić pracę zespołów ratunkowych, przyspieszyć działania, zmniejszyć ilość popełnianych błędów i przyczynić się do lepszej obsługi pacjentów.

4.10. Podsumowanie rozdziału

Wykorzystanie nowoczesnych technologii, które są domeną zwłaszcza ostatnich lat, coraz szerzej wpływają na sposób życia współczesnego człowieka. Technologie wkraczają w coraz to nowe aspekty aktywności ludzkiej, również są często powodem powstawania nowych zwyczajów czy potrzeb. Społeczeństwo staje się coraz bardziej „informacyjne” zauważając, że wymiana informacji staje się kluczowa dla podejmowania decyzji nawet w życiu codziennym. Tym należy tłumaczyć tak dużą popularność różnych portali społecznościowych.

Wydaje się, że najłatwiej adaptowane są nowe rozwiązania przez ludzi młodych, wykorzystujących je do poprawienia jakości swojego życia, a przeważnie najpierw do zabawy. Jednak coraz częściej poważne „służby” zaczynają rozważać używanie technik, pierwotnie wytworzonych dla zupełnie innych celów. Nowe możliwości użycia sprzętu teleinformatycznego zauważa na przykład armia amerykańska, gdzie trwają prace nad zastosowaniem „specjalnej” wojskowej wersji popularnego telefonu – komunikatora iPhone, ponieważ zauważono, jak dużo nowych możliwości wnosi jego codzienne użytkowanie.

Świat cały, a w szczególności Unia Europejska a w tym i Polska pracuje nad użyciem nowych technologii w zastosowaniach medycznych i ratunkowych. Jest zaplanowanych i realizowanych wiele projektów mających przybliżyć rozwiązania w codziennej praktyce medycznej tak, aby nowe technologie poprawiały i w tym zakresie jakość życia.

W niniejszej pracy zostało pokazane, że przy użyciu istniejących, dostępnych w Polsce i nieskomplikowanych rozwiązań telekomunikacyjnych i informatycznych, można znacznie poprawić jakość pracy zespołów ratunkowych, nawet jeszcze przed zakończeniem trwających prac nad centralnymi systemami informatycznymi. W momencie, gdy ich projektowanie i wdrażanie zakończy się sukcesem, istniejące rozwiązania mogłyby zwiększyć zakres swojego zastosowania i poprawić jakość działań podejmowanych przez zespoły ratunkowe i inne służby zaangażowane w procesy ratownictwa.

Podkreślić należy również fakt, że istnieje wiele technik informatycznych będących w powszechnym użyciu czy to prywatnie, czy w przedsiębiorstwach, które są w bardzo znikomym sposób implementowane w ogólnie pojętej medycynie. Włączenie ich na przykład do analizowania zjawisk związanych z ratownictwem, mogłoby się przyczynić do znakomitego poprawienia jakości pracy służb medycznych.

Pokazano również szacunkowe koszty użytych rozwiązań. Pozwala to zauważyć, że są one nieznaczne, a dzięki zastosowaniu popularnych i dostępnych szerokiej klienteli usług i sprzętów proste do użycia, czym różnią się bardzo od rozwiązań dedykowanych medycynie, które są w większości bardzo drogie i trudno dostępne.

Można stwierdzić, że otwarcie się służb ratowniczych czy medycyny w ogóle na nowe technologie teleinformatyczne może przyczynić się do znacznego poprawienia skuteczności ich działania. Do zrealizowania tego celu nie są konieczne bardzo wielkie inwestycje w skali pojedynczego miasta czy województwa. Tendencja do realizacji celów na poziomie globalnym w skali ogólnokrajowej utrudnia skuteczne ich zaimplementowanie i bez lokalnych inicjatyw, wprowadzających nowości czy je testujących, trudno jest przypuszczać, że rozwiązania narzucane „z góry” będą łatwo akceptowalne i przyswajalne.

5. Bionika

Czym jest bionika? Gdzie znalazła zastosowanie oraz dlaczego jest tak istotna w dzisiejszym świecie? Niniejszy rozdział jest poświęcony odpowiedziom na te pytania.

Definicja

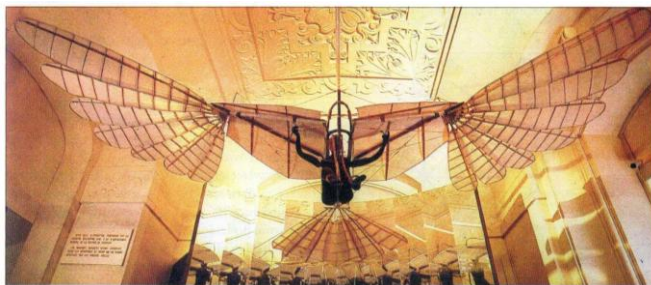
Bionika (grec. *bios*–życie i *onics*–studium) inaczej biomimikra, biomimika (*bios*–życie i *mimesis*–naśladować) jest to interdyscyplinarna dziedzina nauki, łącząca w sobie nauki techniczne i biologiczne. Bionika zajmuje się poszukiwaniem najlepszych rozwiązań, wzorców w przyrodzie i zastosowaniem tych pomysłów w technice. Na podstawie wnikliwych badań, analizy zasad budowy i działania istot żywych można uzyskać podobne rozwiązania dla wielu praktycznych zagadnień w architekturze, budownictwie oraz wielu innych.

Przykładem mogą być chociażby skrzydła samolotu wykonane na wzór ptasich skrzydeł. Warty przytoczenia jest aparat latający skonstruowany przypuszczalnie przez hr. de Messia i Gastona Biota, który udoskonalił konstrukcję wzorowaną stricte na kształt ptaka (rys.5.1). Jest to najstarsza maszyna latająca pochodząca prawdopodobnie z 1879r. Obecnie znajduje się w Muzeum Lotnictwa w Paryżu. Ciekawy jest również amerykański ogród botaniczny Climatron – o ścianach nawiązujących do plastra miodu (rys.5.2) oraz londyński Pałac Kryształowy – o zadaszeniu nawiązującym do liści lilii wodnej (*Victoria amasonica*).

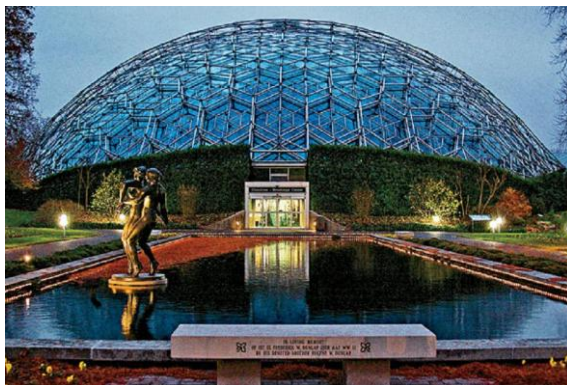
W dziedzinie medycyny bionika wnosi podstawy teoretyczne budowy sztucznych narządów oraz innych urządzeń, które wspomagają lub całkowicie zastępują części ciała naśladowujące naturalne funkcjonowanie utraconych narządów, pozwalając na przywrócenie sprawności i powrót do normalnego funkcjonowania w codzienności. Znany przykładem może być implant ślimakowy dla osób niesłyszących. Popularne w dzisiejszej medycynie ultradźwięki zostały podpatrzzone w zachowaniu nietoperzy, które wykorzystują je do nawigacji i polowania.

¹ Koło Naukowe Inżynierii Biomedycznej przy Instytucie Technologicznych Systemów Informacyjnych, Politechnika Lubelska

² Instytut Technologicznych Systemów Informacyjnych, Politechnika Lubelska



Rys. 5.1. Maszyna latająca hr. de Messia i Gastona Biota Muzeum Lotnictwa w Paryżu [203]



Rys. 5.2. Ogród botaniczny Climatron [203]

Podstawą bioniki jest to, czego my jako ludzie możemy nauczyć się od natury. Motywem przewodnim współczesnej bioniki jest hasło: „Natura uczy nas pokory”. Zaczerpnięto je z książki dr M. Wita z Wilna, która ukazała się w Polsce w okresie międzywojennym (1939r.) pod tytułem „Mistrzostwo natury”. Owo hasło „Natura uczy nas pokory” jest tytułem pierwszego rozdziału zawierającego porównania różnorodnych organów, istot zwierzęcych i roślinnych z ich odpowiednikiem technicznym.

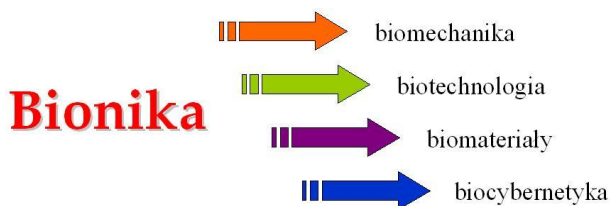
W erze postępu technicznego bionika przybliży człowieka do natury, poszerza jego wiedzę, ale również pomaga zrozumieć gdzie jest miejsce człowieka w świecie przyrody oraz uświadamia odpowiedzialność za zjawiska zachodzące w środowisku w wyniku działań technicznych.

5.1. Bionika – historia

Narastające zainteresowanie rozwiązaniami jakie podsuwa nam przyroda dało początek nowej dziedzinie – bionice. W roku 1958 major Jack Steele wprowadził określenie *bionics*. Zaproponowana przez niego definicja bioniki

mówiła o analizie sposobów oraz zasad na podstawie których działają układy żywe i badaniem możliwości ich wykorzystania w technice. W dniach 13-15 września 1960r. zorganizowano pierwsze sympozjum w Dayton (stan Ohio, w USA) poświęcone bionice. Temat „Żywe prototypy sztucznych organów” wskazywał na pierwotny obszar zainteresowań tej dziedziny.

Początkowo bionika miała na celu integrację specjalistów z różnych dziedzin, jednak nastąpił podział na różne specjalizacje w tym: biomechanikę, biotechnologię, biomateriały, biocybernetykę i wiele innych (rys.5.3).



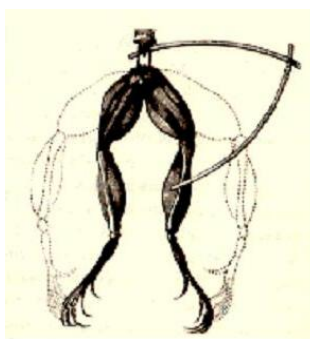
Rys. 5.3. Podział bioniki [169]

Zanim jeszcze określono nazwę dziedziny, zajmowano się już zagadnieniami o tej tematyce. Należałoby tu wspomnieć o fizyku i lekarzu jakim był Luigi Galvani (rys. 5.4), żyjącym w XVIIIw. Prowadził on badania nad wyekstrahowanymi żabimi udkami, które drażnił prądem, pobudzając je do skurczu (rys. 5.5). Odkrył istnienie zjawisk elektrycznych w tkankach zwierzęcych. Stworzył pierwszy prosty model reakcji mięśniowo – nerwowych.

Kolejną postacią wartą przywołania jest Jean Louis Marie Poiseuille (rys. 5.6), który opierając się na zasadach przepływu krwi przez włosowate naczynia krwionośne sformułował prawo ruchu lepkich płynów w kapilarach.



Rys. 5.4. Luigi Galvani [169]



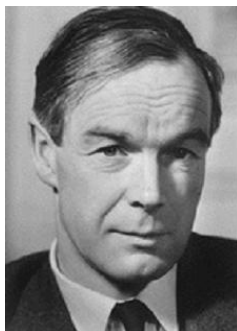
Rys. 5.5. Badania nad żabimi udkami [169]



Rys. 5.6. J. L. M. Poiseuille [169]

5.3. Bardziej współcześnie

Znaczącymi postaciami bardziej współczesnej bioniki są Alan Lloyd Hodgkin (rys. 5.7) i Andrew Fielding Huxley (rys. 5.8). Opracowali oni elektryczny model komórki (posiadającej błonę komórkową z kanałami jonowymi, w tym również komórki nerwowej). Sprecyzowali ścisły, matematyczny model, dając podstawę elektrofizjologii. W 1963r. za swoją pracę otrzymali nagrodę Nobla (w dziedzinie fizjologii i medycyny).



Rys. 5.7. A. L. Hodgkin [169]



Rys. 5.8. A. F. Huxley [169]

Ciekawą postacią był Max O. Kramer, którego praca dotyczyła pokryć kadłubów statków, które zmniejszałyby opory przepływu. Podczas badań z delfinami, okazało się, że ich skóra redukuje opory związane z przepływem cieczy nad jej powierzchnią. Kramer zastosował to rozwiązanie w swoich pracach, zdobywając znaczące miejsce wśród pionierów współczesnej bioniki.

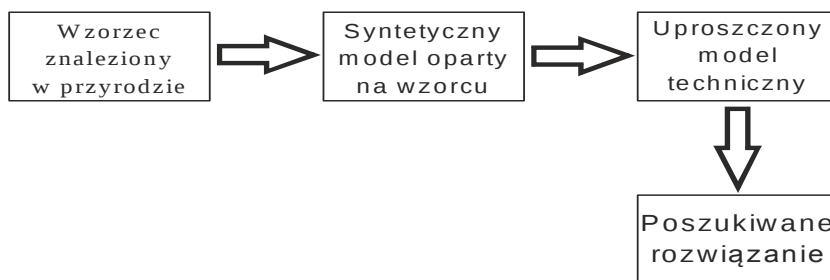
Nasuwa się pytanie, dlaczego w ogóle podpatrywać rozwiązania natury? Czy przyniesie to jakieś korzyści naszej tak dalece rozwiniętej cywilizacji, w której dokonuje się ogromny postęp techniczny? Otóż natura przez wieki przystosowała organizmy żyjące na Ziemi najlepiej jak było to tylko możliwe do różnorodnych warunków środowiskowych – skrajnych uwarunkowań pogodowych, wahań temperatury itd. Powstało niesamowicie wiele skomplikowanych istot żywych, których funkcjonowanie nieustannie zaskakuje naukowców. Przyroda rozwiązała mnóstwo problemów przed którymi stoi obecnie technika. Zaskakująca jest zbieżność reguł i zasad obowiązujących w systemach biologicznych i systemach technicznych.

Dziś dynamicznie rozwijające się technologie poszukują coraz to nowych rozwiązań, stawiają coraz większe wymagania, narzucają równocześnie ekonomiczne działania. Niezwykłe bogactwo i doskonałość rozwiązań w świecie flory i fauny staje się niezgłębionym źródłem inspiracji w świecie techniki i niewyczerpanym natchnieniem dla inżynierów. Stąd wynika przekonanie, iż znaczący dalszy postęp techniczny będzie zależał od realizacji niekonwencjonalnych rozwiązań, które poddaje nam natura.

5.4. Badania bioniczne

Ze względu na charakter badań wyróżniamy badania bioniczne przeprowadzane w celach poznawczych, w których początkowo nie ma określonych wyników jakie chciałoby się otrzymać. Istotne zaś jest jedynie poznanie i opisanie zasad zaobserwowanych w wyniku przeprowadzonych doświadczeń. W kolejnej fazie, gdy już poznane są zasady, rozeznaje się, gdzie można wykorzystać dane wyniki i spostrzeżenia. Gdy badania przeprowadza się w wielu dziedzinach techniki mogą przekształcić się w niekonwencjonalną koncepcję. Taki rodzaj postępowania określa się mianem bioniki abstrakcyjnej.

Strategia badań w bionice



Rys. 5.9. Metoda przeprowadzania badań w bionice [204]

W bionice badania mogą być także przeprowadzane w ściśle określonym celu. Ich zadaniem jest wyszukanie analogii, które następnie są analizowane pod względem istniejącego problemu i możliwości jego rozwiązania. Ten typ badań nosi nazwę bioniki analogii. W zależności od analogii między wzorcem a technicznym rozwiązaniem bionikę dzielimy na pięć kategorii:

Pierwsza z nich to Pełne naśladownictwo. W tym przypadku utworzony obiekt nie różni się pod względem materiałowym, ani funkcjonalnym od zaczerpniętego wzorca w przyrodzie. Ten rodzaj bioniki został wykorzystany przy tworzeniu pierwszych maszyn latających. Leonardo da Vinci fascynował się lataniem. Stworzył wiele modeli maszyn latających opartych na budowie skrzydeł nietoperza. Naśladownictwo częściowe to kolejna kategoria, w której rozwiązanie techniczne stanowi przekształcenie naturalnego wzorca.

Kolejne to Analogia pomiędzy obiektem naturalnym a technicznym zachodząca jedynie pod względem funkcjonalnym, a nie strukturalnym. Wykorzystanie wyodrębnionej struktury zastosowane jako abstrakcyjne

rozwiązanie. Przykładowo użycie włókien wzmacniających w materiałach wielowarstwowych.

Ostatnia kategoria - Niezależna działalność twórcy inspirowana pomysłem natury. Liczne tego przykłady można znaleźć w architekturze i budownictwie.

5.6. Modelowanie

W bionice ważną rolę odgrywają systemy sterowania. Aby zbadać działanie systemu nerwowego należało stworzyć jego sztuczne modele, sieci neuronowe mające dziś szerokie zastosowanie w technice. Istotną sprawą jest wykorzystywanie modeli do budowania urządzeń współpracujących z systemem biologicznym. Przykładowo aby skonstruować stymulator nie można obyć się bez modelu obrazującego sposób działania mięśnia.

W bionice można wyróżnić dwa podstawowe rodzaje modelowania. Pierwszy z nich ma na celu umożliwienie współpracy systemów: biologicznego i technicznego. Drugi rodzaj modelowania przyczynia się do kopiowania pomysłów natury i wykorzystywania ich w technice. Modelowanie systemów biomedycznych polega na ich formalnym opisie w postaci matematycznych modeli. Modele takie pozwalają na dogodną obserwację zjawisk, takich, które w rzeczywistości bardzo trudno jest zaobserwować.

Na widocznym schemacie pokazana jest kolejność prac przy tworzeniu modelu matematycznego oraz przeprowadzenia symulacji komputerowej systemów biologicznych (rys. 5.10).



Rys. 5.10. Modelowanie w bionice [204]

Wszystko rozpoczyna się gromadzeniem i segregacją wyników badań laboratoryjnych i serii obserwacji klinicznych. Kolejno następuje sformalizowanie uzyskanych wyników przy pomocy narzędzi matematycznych i stworzenie formalnego, matematycznego modelu procesu biologicznego. Ten zaś może być skomputeryzowany w model umożliwiający symulację. Przy pomocy komputera można badać matematyczne modele zjawiska, jak np. tworzenie i analiza modeli zjawisk zachodzących w jądrze rozpadającego się atomu.

Wyciągnięte z symulacji wnioski są weryfikowane i potwierdzane w badaniach laboratoryjnych tudzież klinicznych. Zaaprobowane wyniki dają nowe rozwiązania i wzbogacają wiedzę teoretyczną. Niestety na razie nie istnieje jeszcze model komputerowy ani nawet matematyczny, który by doskonale odwzorował wszystkie procesy fizyczne i biologiczne zachodzące w organizmie zdrowego czy chorego człowieka.

Przyjrzyjmy się jeszcze systemom bionicznym. Otóż jak wiadomo z definicji system jest uporządkowanym zbiorem jednostek tworzących jakąś zorganizowaną całość, służących jednemu celowi i połączonych wzajemnymi relacjami. Rzeczywisty system biologiczny jest niesamowicie złożony. Chociażby komórka nerwowa składa się z błony tylko w przybliżeniu jednorodnej, wewnątrz zawiera zmienną liczbę organelli, posiada niejednakową ilość wypustek nerwowych niejednokrotnie oddziałujących wzajemnie, a ich otoczki mielinowe są z kolei różnej grubości. Mimo wszystko można ujednolicić lub niekiedy pominąć wiele szczegółów i równocześnie otrzymać bardzo dobry model, który poprawnie zobrazuje przebieg gruntownych zjawisk zachodzących w komórce nerwowej. W modelowaniu systemów biologicznych oraz w bionice takie uproszczenie ma ogromne znaczenie. Na optymalizację, poza złożonością obliczeniową, wpływa wiele innych czynników. Po pierwsze w systemach biologicznych nieraz ciężko przeprowadzić analizę ilościową. Niejednokrotnie źródłem informacji o funkcjonowaniu człowieka stają się badania przeprowadzane na zwierzętach. Kolejną trudność stanowią rzeczywiste zawile relacje w systemach biologicznych, będące wynikiem długoletniej ewolucji. W danej populacji ciężko jest wybrać system wzorcowy o idealnych parametrach, gdyż w rzeczywistości występują w nich (populacjach) duże odchylenia od norm. Ponadto parametry zmieniają się w czasie, zależnie od sytuacji. Np. w stresie jesteśmy bardziej pobudzeni nerwowo na co ma wpływ wydzielanie adrenaliny. Dużym utrudnieniem jest również to, że systemy

biologiczne nie wykazują zjawisk ergodycznych, tzn. to co wydarzy się na chwilę nie jest w prosty sposób powiązane z wynikami poprzednich badań. Stanowi to znaczne ograniczenie w przewidywaniu zachowania systemu w przyszłości.

Należy mieć również na uwadze fakt, że systemy biologiczne mogą ulec nieodwracalnym zmianom podczas eksperymentowania i zostać zniszczone. Przez to nie zawsze można zbadać niektóre parametry. Bardzo ważne są także ograniczenia natury etycznej. Niemożliwe jest zbadanie dowolnie wybranych parametrów w pełni działającej, nie wyekstrahowanej siatkówki oka.

Do modelowania systemów biologicznych dość często tworzy się metody oparte na zasadzie rozpoznawania obrazów. Nieraz stosuje się różnego rodzaju aproksymacje, czyli dopasowanie przebiegu jakiegoś zjawiska do znanej, matematycznej krzywej. Na ogólne metody modelowania wpłynęła również filozofia, zapoczątkowując teorię systemów. Teoria ta ma na celu znalezienie i zbadanie uniwersalnych praw rządzących w systemach z wielu dziedzin, takich jak m.in. biologia, informatyka, fizyka, i na pewnym poziomie abstrakcji posiadających wspólne cechy, w celu uniknięcia powielania pracy przy odkrywaniu zjawisk na nowo, odkrytych już w innych dziedzinach.

Cytując słowa profesora Ryszarda Tadeusiewicza: „Najciekawsze jest jednak wykorzystanie modeli systemów bionicznych dla potrzeb zdobywania nowej wiedzy na temat budowy i funkcjonowania wybranych elementów żywego organizmu.” [64].

5.7. „Experiment in computo”

W następstwie postępu badań w tym również rozwoju biocybernetyki istnieje możliwość sformułowania idei doświadczenia obliczeniowego, zwanego „experiment in computo” będącego uzupełnieniem tradycyjnych eksperymentów przeprowadzanych na preparatach „experiment in vitro” oraz doświadczeń na zwierzętach „experiment in vivo”.

Jak mówi prof. Ryszard Tadeusiewicz: „(...)możliwe jest uzyskiwanie oryginalnych wyników naukowych, rozwijających wiedzę biomedyczną na drodze samego tylko modelowania matematycznego i symulacji komputerowej wiarygodnych biologicznie modeli systemów biomedycznych.” Zostało to wykazane i poparte licznymi badaniami prowadzonymi między innymi w Krakowie, w AGH w zakresie “*neurobiologii obliczeniowej*” [164].

Kontynuując wypowiedź profesora Tadeusiewicza: „Za pomocą przeprowadzania eksperymentów obliczeniowych, polegających na symulacjach komputerowych dobrze zdefiniowanych modeli systemów neurobiologicznych można uzyskiwać wyniki przydatne dla rozwoju wiedzy biomedycznej, przy czym są to wyniki równie wartościowe, jak te które uzyskiwano do tej pory wyłącznie w badaniach doświadczalnych na zwierzętach.

Możliwości uzyskiwania niebanalnych wyników w następstwie modelowania matematycznego i symulacji komputerowej systemów biologicznych wynikają z tego, że wiele ważnych cech żywych organizmów jest następstwem emergencji.” [164]

Emergencja to nagle wyłonienie się, powstanie czegoś nowatorskiego z danego zbioru elementów, czego żaden z nich traktowany osobno sam z siebie nie posiada. Emergencja może powstać z czegoś brakującego – np. z pustej przestrzeni między konarami drzew (rys. 5.11, rys. 5.12).

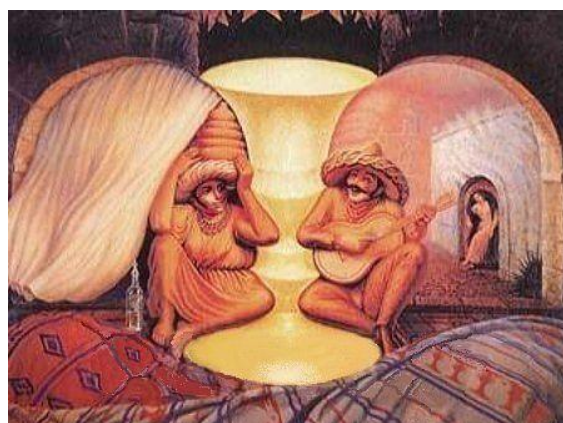
„Oczywiście warunkiem uzyskania takich wartościowych wyników jest posiadanie bardzo dobrego modelu matematycznego i symulacyjnego, opartego zarówno na wiedzy morfologicznej (anatomicznej, cytologicznej oraz histologicznej) jak na wiedzy fizjologicznej (bioelektrycznej i biochemicznej) uzyskanej w badaniach doświadczalnych.” – mówi profesor Tadeusiewicz [164].



Rys. 5.11. Przykłady emergencji [212]



Rys. 5.12. Przykłady emergencji [212]

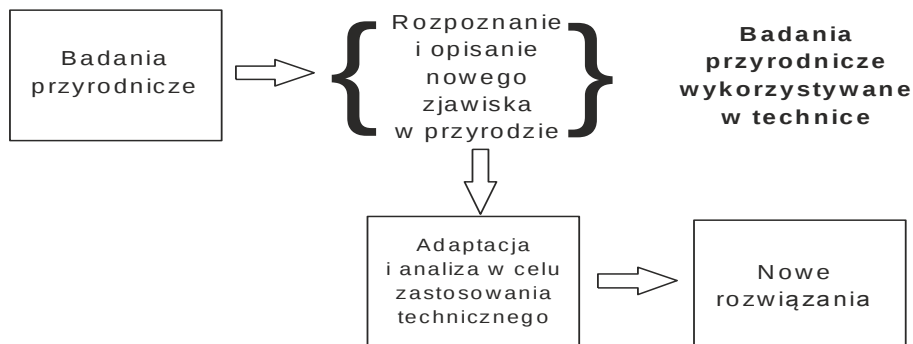


Rys. 5.13. Przykłady emergencji [212]

5.8. Strategie wykorzystania bioniki

W bionice bardzo istotna jest współpraca obu grup specjalistów: biologów i inżynierów. Poprzez udostępnienie przez przyrodników wyników badań mogą one stać się przydatne i wykorzystywane do celów technicznych. Z drugiej strony zaś inżynierowie poprzez budowę modeli technicznych mogą umożliwić rozwiązanie danego problemu występującego w przyrodzie.

Badania przyrodnicze prowadzą nieraz do zidentyfikowania nowego zjawiska. Następnie po wnikliwych badaniach i szczegółowej analizie następuje adaptacja i zastosowanie techniczne, które w bardzo wielu przypadkach jest zdarzeniem zupełnie przypadkowym. Nowe rozwiązanie odgrywa nieraz ogromną rolę w rozwoju techniki (schemat: rys. 5.14).



Rys.5.14. Zastosowanie przyrodniczych badań poznawczych w technice [169]

Prowadzone są badania nad zdolnością gekona do poruszania się po ścianach i sufitach. Okazało się, że ta umiejętność jest możliwa dzięki specjalnej budowie skóry łap, wzbogaconej o liczne szczecinki i rozgałęzienia wyrostków, czym zwiększa styczność z podłożem i siłę adhezji, ale bardzo ważne jest współdziałanie całej stopy. Widoczny jest robot Gecko Bot wykonany wzorem gekona do celów naukowo-badawczych. Naukowcy z University of Massachusetts Amherst w ostatnim czasie zbudowali urządzenie *Gockoskin* (ma 103cm²), które może utrzymać na pionowej gładkiej ścianie ciężar przekraczający 300 kilogramów. Dzięki temu można będzie bez problemu przyczepić telewizor do ściany, ale również łatwo rozmieścić medyczny sprzęt w szpitalu.



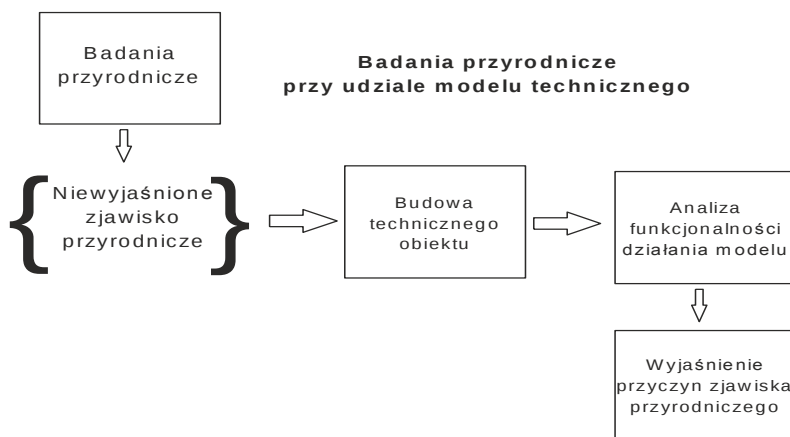
Rys. 5.15. Gecko Bot [206]



Rys. 5.16. Gekon [239]

Aby rozwikłać problem napotkany podczas badań biologów potrzebne jest przeprowadzenie kilku eksperymentów. Tutaj dużą rolę muszą odegrać inżynierowie, którzy zbudują odpowiedni model fizyczny w celu umożliwienia

wykonania wielu doświadczeń. Poprzez analizę działania modelu zostaje potwierdzona lub też obalona hipoteza, przy równoczesnym wzbogaceniu wiedzy i wyjaśnieniu przyczyn nieznanego dotąd zjawiska w przyrodzie (schemat: rys. 5.17).



Rys. 5.17. Wspomaganie przyrodniczych badań poznawczych modelem technicznym [142]

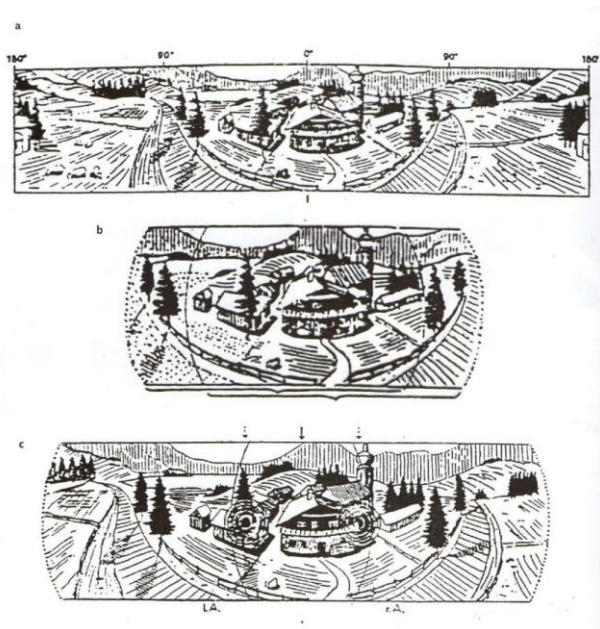
Zostanie to zilustrowane przykładem budowy sztucznego rekina celem badania zachowania ławic ryb, szczególnie rekinów (rys. 5.18). Podwodny robot Roboshark II wzorowany na rekinie, zdalnie sterowany, o masie 35 kg i 30-metrowym maksymalnym zanurzeniu [247]. Uległ zniszczeniu podczas przeprowadzania jednego z doświadczeń na skutek zaatakowania przez rekiny. Powodem było z pewnością nierozpoznanie go jako żywej istoty, gdyż nie wysyłał on sygnału elektrycznego będącego domeną prawdziwych rekinów. Obserwacje przyniosły efekty dostarczając wiedzy o gromadnym zachowaniu tych osobników.



Rys. 5.18. Robot Roboshark II [247]

5.9. Ciekawostki z życia roślin i zwierząt

Świat flory i fauny nieustannie nas zaskakuje i zachwyca. Jest niewyczerpaną inspiracją do działania i rozwoju. W tym miejscu chciałabym wspomnieć o kilku ciekawostkach z życia roślin i zwierząt, które pokażą nam ich mistrzostwo. Na początku zostanie zaprezentowany zakres widzenia człowieka i ptaka drapieżnego (rys. 5.19). Ptaki drapieżne dysponują najlepszą ostrością widzenia. Przykładowo sokół potrafi dostrzec swoją ofiarę z odległości 1,5 km. U niektórych ptaków występują dwie plamki żółte, będące obszarem największej ostrości. Oko ptaka jest wyposażone w grzebień oczny, czyli płytki w części siatkówki, prawdopodobnie usprawniające zdolność postrzegania ruchu.

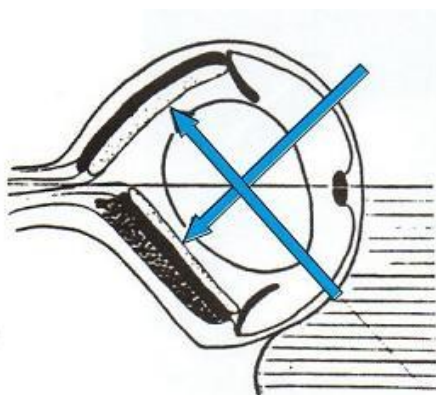


Rys.5.19.: Widzenie okiem ptaka, a - pełna panorama; b - obraz widziany przez człowieka; c - obraz widziany przez ptaka drapieżnego [169]

Interesujące zdolności posiadają niektóre ryby. Wśród nich czworook (Anableplidae) (rys. 5.20) dostosowuje swoje oko do jednoczesnego widzenia tego co się dzieje nad i pod wodą. Jego oko jest przedzielone cienką przegrodą na oko górne i dolne, co widoczne jest na ilustracji (rys. 5.21).



Rys. 5.20. Czworook (Anableplidae) [240]



Rys.5.21. Rozwiązanie czworo oka [240]

Należy jeszcze wspomnieć o niezwykłym darze natury jakim jest bioluminescencja, czyli prościej mówiąc zdolność organizmu do emisji światła. Źródłem zjawiska są przemiany chemiczne. Sygnały mogą się różnić natężeniem, długością trwania, a nieraz barwą. Owady produkują specjalną substancję, która w określonych warunkach emituje sygnały świetlne. Jest nią lucyferyna, która zostaje utleniona przy pomocy enzymu, lucyferazy. Najpopularniejszymi owadami mającymi takie zdolności są chrząszcze (rys. 5.22).



Rys. 5.22. Świetlik świętojański [237]

U ryb głębinowych występują w ich organizmach świecące bakterie zgromadzone w odpowiednich narządach. Celem jest oczywiście identyfikacja gatunku, ale również zwabienie ofiary lub też odstraszenie nieprzyjaciela (rys. 5.23).



Rys. 5.23. Ryba głębinowa: *Anomalops katoptron* [237]

Przykładem jest *Anomalops katoptron* z okolic Archipelagu Malajskiego, który może za pomocą przysłony zakryć świecące bakterie wewnątrz komórki. Ryby z rodziny świetlikowatych mają rozmieszczone tzw. fotofory wzdłuż całego ciała.

Niepozorne chrząszcze, a raczej ich zmysł wprawia w osłupienie niejednego leśnika. Ciemniki czarne (*Melanophila acuminata*) mogą dostrzec pożar z odległości 50 km. Narząd, w jaki są wyposażone, wykrywa promieniowanie podczerwone znacznie lepiej niż najlepsze osiągnięcia techniki – stosowane wojskowe noktowizory i kamery.

Wykorzystanie energii słonecznej ma dziś coraz większe znaczenie. Jako przykład posłuży motyl. Aby móc uruchomić dość duże mięśnie poruszające

skrzydłami motyla niezbędne jest ogrzanie ich do odpowiedniej temperatury. Przez kolorowe skrzydła energia słoneczna jest pobierana absorpcyjnie, przez ciemną, bogatą w liczne czarne włoski w okolicy tułowia powierzchnię skrzydeł, które rozłożone są prawie poziomo.

Kiedy skrzydła mają białą barwę, promienie słoneczne odbijają się od skrzydeł ustawionych pod odpowiednim kątem i skupiają się na tułowiu i odwłoku, ogrzewając go. Wykorzystywana metoda nosi nazwę refleksyjnej.

5.9. Patenty natury w technice

Specjalista bioniki, Julian Vincent z Uniwersytetu Bath w Wielkiej Brytanii, uważa, że obecnie jedynie do 10% rozwiązań świata natury umiemy naśladować i wykorzystywać w technologii.

Motyl nie przestaje nas zadziwiać, a jego „patent” na przepięknie mieniące się skrzydła może pomóc nam w utrzymaniu estetyki naszych wnętrz. Barwa skrzydeł jest efektem załamania światła w strukturach pokrywających skrzydła. Naukowcy próbują odtworzyć te mikrostruktury i móc wytworzyć czyste, ekologiczne farby, których barwa będzie zadziwiać przez długi czas (rys. 5.24, 5.25)



Rys. 5.24. Modraszek [248]



Rys. 5.25. Modraszek Ikar [248]

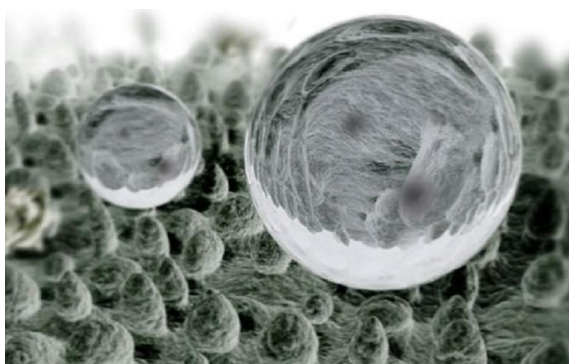
Liście i kwiaty lotosu (rys. 5.26) – pięknej rośliny wodnej, posiadają niezwykłą i zarazem cenną właściwość. Mianowicie woda spływa po nich nie zostawiając nawet najmniejszego śladu, usuwając przy tym wszystkie zabrudzenia. Nawet w brudnej, zamulonej wodzie, w której nieraz rosną, lotos pozostaje nieskazitelnie biały.



Rys. 5.26. Kwiat lotosu [246]

Odkryto, że powierzchnia liści i płatków nie jest gładka, lecz usiana mikroskopijnymi wypukłościami – cząstki brudu zatrzymują się na ich szczytach. Gdy na liść spadnie woda, nie rozlewając się, utworzy kroplę, która stoczy się po nim w różnych kierunkach. Wtenczas przyczepiają się do niej wszelakie zanieczyszczenia. Ostatecznie zabrudzona kropla spadnie z liścia. (rys.5.27).

Zainspirowani projektanci wynaleźli samo oczyszczające się powierzchnie hydrofobowe. Wykorzystuje się je m.in. do produkcji farb elewacyjnych i dachówek. W przyszłości może powstaną pojemniki i naczynia, które wystarczy opłukać wodą, aby stały się doskonale czyste.



Rys. 5.27. Krople wody na powierzchni liścia lotosu [248]

Iglica pospolita (*Erodium cicutarium*) występująca w Polsce szczególnie na miedzach, polach i rumowiskach posiada umiejętność skakania. Nieraz brak ruchu u roślin to tylko pozór. „Potrafią np. skakać. I nie ma większej różnicy w szybkości między zwierzętami, które wyewoluowały do skakania, jak pchła czy żaba, a roślinami” – mówi prof. Jacques Dumais z Harvard University w USA, który opublikował w ostatnim czasie pracę o skocznych ruchach tejże iglicy. W czasie gdy liliowe kwiaty iglicy pospolitej zostają zapylone, zmieniają się w suche owocki – rozłupnie. Wewnątrz każdego z nich kryje się pięć nasion

wyposażonych w długi ogon zwany ością. „Kiedy ości są mokre, stają się wyprostowane. Kiedy wysychają, skręcają się jak korkociąg. Ten ruch odbywa się eksplozywnie i zajmuje ledwie ułamek sekundy” – opowiada prof. Dumais. Nasiona wydostają się wtenczas z rozłupni na wysokość około metra i rozsypują się wokół. Ale to zaledwie pierwszy etap. Albowiem na ogół zdarza się że skoczny mechanizm jest stosowany wielokrotnie. Nocą, leżąc na ziemi, nasiona znów zwilżają się, więc ich ogonki prostują się. Słońce w ciągu dnia osusza je i powtórnie zachodzi gwałtowny skręt ości. Mechanizm ten stosowany jest wówczas po to, by nasionko wkręciło się w glebę. Ruch ten wykorzystywany jest wielokrotnie, aż do osiągnięcia celu. Jak mówi prof. Dumais: „Niektóre z nasion iglicy mam od paru lat i wciąż są w stanie to zrobić. To piękne przystosowanie ewolucyjne!”.

Tak duża trwałość mechanizmu zawdzięcza się faktom, iż ruch wywołują wyłącznie martwe komórki. Rozwiązanie leży w specjalnej strukturze włókien celulozy, wchodzących w skład ściany komórkowej w nasionach. Gdy uda się naukowcom skopiować ten mechanizm, będzie można go stosować przy budowie elementów jak np. bardzo wytrzymałe sprężyny.

Zespół badawczy prof. Thomas Speck z niemieckiego Universität Freiburg analizował ruch zawiasowy strzelicy, zwanej też strzelcją królewską (*Strelitzia reginae*). Roślina ta pochodzi z Ameryki Południowej. Naukowców zachwyciły jej kwiaty, piękne, o dużych rozmiarach, a ponadto wykazujące się dużym sprytem. Kwiaty te są wręcz idealnie przystosowane do zwabiania ptaków, częstowania ich swym nektarem przy okazji zmuszając do przenoszenia ich pyłku. Dwa zrosnięte ze sobą płatki strzelcji tworzą funkcjonalną podstawkę, na której siada ptak. Pod jego ciężarem żerdka ugina się, co wiąże się równocześnie z wysunięciem się ukrytych do tej pory pręcików. Ich zadaniem jest przyklejenie ziarna pyłku do nóg ptaka. Gdy zwierze napije się nektaru i odleci w dalszym poszukiwaniu pokarmu, grzęda unosi się, a pręciki chowają między płatkami.

Ów mechanizm powtarza się wielokrotnie – aż do momentu, gdy kwiat zostanie zapyłony i zwiędnie. W tym przypadku badacze najczęściej mówią tu o ruchu zawiasowym, ale w rzeczywistości roślina nie posiada żadnych zawiasów. W tym właśnie tkwi cały jej urok. Zawiasy bowiem – zwłaszcza te nieduże, które wchodzi w skład parasolek czy rolet – z czasem ścierają się. W konserwacji z czasem trzeba je wymienić na nowe. Strzelcija radzi sobie z tym bardzo dobrze. Na wzór jej doskonałego mechanizmu zespół prof. Specka wraz z inżynierami opracował produkt, który ma postać elastycznych, pozbawionych zawiasów warstewek. Ma on zdolność lekkiego zgięcia zarówno w jedną jak i w drugą stronę. Stanie się więc alternatywą dla stosowanych dotąd

zawiasów. Jak informuje prof. Speck: „Po raz pierwszy zostanie wykorzystany do pokrycia 30-metrowego budynku na wystawie Expo 2012 w Korei.”.

Kontynuując chcę wspomnieć o jeszcze jednym pomysle profesora Specka. Jak opowiada prof.: „Podczas wycieczki w tropikach widziałem wielkie owoce, które spadały z dużej wysokości. I nic im się nie działo”. Pomelo, czyli owoce pomarańczy olbrzymiej (*Citrus maxima*), potrafią upaść z wysokości 15 metrów, a przy tym pozostają w całości, nienaruszone, co wzbudziło zdumienie profesora. Owoce te są soczyste, o galaretowatym miąższu, o średnicy nieraz do 22 cm i ciężarze – do dwóch kilogramów.

Na podstawie badań okazało się, że tak duża wytrzymałość i odporność zawdzięcza się skórcie. Od zewnątrz występuje lekka, gąbczasta struktura, zaś ku środkowi robi się coraz gęstsza. Objętość pustych przestrzeni międzykomórkowych maleje z prawie 80 proc. Niemalże do zera. Zespół naukowców prof. Specka pracuje nad piankami na wzór struktury skórki pomelo, które mogłyby mieć zastosowanie przy transporcie materiałów wybuchowych i kwasów, a także przy produkcji hełmów, materiałów chroniących pojazdy przed zderzeniami, a nawet stacje kosmiczne przed deszczem meteorów.

Naukowcy odkrywają coraz to inne zaskakujące mechanizmy. Prof. Dumais zainteresował się m.in. mucholówką amerykańską (*Dionaea muscipula*). Jest to drapieżna roślina, którą można znaleźć na terenach bagiennych Ameryki Północnej. Ta niezwykła roślina ma ponoć najszybsze ruchy wśród roślin na całym świecie. Profesor sporządził już opis działania zasadzki, jaką wykorzystują liście muchówki, by w mgnieniu oka uwięzić owada w swym wnętrzu. W momencie gdy insekt przysiadł na pułapce i przypadkiem trąca włoski czuciowe rośliny, uruchomiony zostaje transport wody z górnej warstwy liścia do dolnej. Wówczas wierzchnia strona zaczyna się kurczyć, a dolna rozszerzać. Jak mówi prof. Dumais: „Dolna powierzchnia puchnie powoli, powoli, aż układ staje się niestabilny i kształt pułapki nagle zmienia się z wypukłego na wklęsły”. Prościej mówiąc, liść raptem przewraca się na drugą stronę. Ów manewr jest tak błyskawiczny, że niemożliwym jest by owad zdążył uciec. „I to jest dobry pomysł na przełączniki nowej generacji” – zapewnia profesor [204].

Jak natura chroni się przed bakteriami? Żarłacz galapagoski nie ma na sobie jakichkolwiek zanieczyszczeń bakterii. Jak? Ma na sobie kosmki, tworzące pewien wzór na wyrostkach skórnych, które uniemożliwiają przyczepianie się bakterii. Już jest to wykorzystywane przez firmę Sharklet Technologies, która umieszcza specjalną strukturę na różnych powierzchniach w szpitalach, aby

stworzyć ochronę przed bakteriami. To znacznie lepsze rozwiązanie niż stosowanie środków bakteriobójczych, przez które wiele organizmów jest odpornych na leki. Jak wynika z badań Polskiego Towarzystwa Zakażeń Szpitalnych zakażenia nabyte w szpitalach zabijają znacznie więcej ludzi niż wypadki samochodowe czy nowotwory.

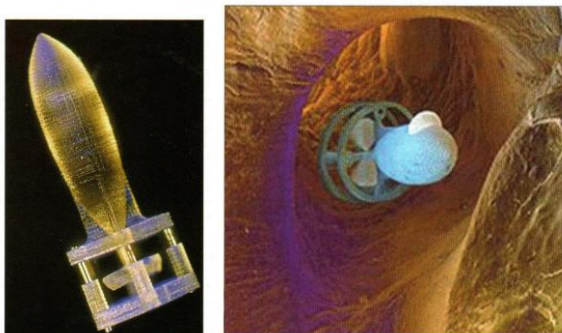
Do najczęstszych zakażeń należą zakażenia dróg moczowych, zwłaszcza u chorych cewnikowanych. Firma, wykorzystując nową technologię, specjalną powierzchnię stosuje do urządzeń i wyrobów medycznych, w tym cewników, oraz innych produktów w celu zapobiegania rozwojowi bakterii (rys. 5.28).

Natura dostarcza nam nieskończenie wiele inspiracji. Została utworzona baza, gromadząca informacje o niesamowitych „trikach” spotykanych u roślin i zwierząt. Pomysły można ciągle zgłaszać, aby uzyskać „patent biologiczny”, do którego prawo do wykorzystania ma oczywiście firma, która go odkryła.



Rys. 5.28. Sharklet Technologies [247]

Pojazd pływający przeznaczony do celów medycznych, penetracji arterii i interwencji po zawale. Ma szerokość zaledwie 0,65mm i długość 4mm. Zbudowany przez niemiecką firmę microTEC, Duisburg. (rys. 5.29) Na rysunku obok pokazano przewidywane działanie pojazdu w arterii [258].



Rys. 5.29. Pojazd pływający przeznaczony do celów medycznych i przewidywane działanie w arterii [258]

Rozwiązaniami zaczerpniętymi z przyrody inspirują się m.in. twórcy robotów. Zadają sobie pytanie: "Jak nauczyć robota chodzić?", a potem wspólnie z przyrodnikami opracowują wzorzec oparty na sposobie poruszania się owadów, pajęczaków, czy ssaków. Dzięki temu powstają roboty takie jak, inspirowany kroczeniem czworonoga, amerykański wojskowy robot Big Dog.

Robot wzorowany na rybach: „Robo Tuna I” i „Robo Tuna II” to jedno z pierwszych pływających robotów. Zostały skonstruowane w celach badawczych autonomicznych pojazdów podwodnych. Projekt realizowany w Massachusetts Institute of Technology.

Robot na wzór ryby tropikalnej - łacjana jaskrawego: „Tai-robot-kun” – robot zbudowany na Uniwersytecie Kitkyshu. Ręcznie malowany, silikonowe pokrycie, ruchy ogona umożliwiające swobodne pływanie.

„SEABREACHER” – pojazd 2 osobowy wzorowany na delfinie, możliwość zanurzenia i pływania po powierzchni, wykonywania skoków oraz obrotów o 360°.

Robot na kształt motyla, z możliwością przenoszenia kamery wizyjnej i inne mikroroboty latające.

Bazyliśzek ma nadprzyrodzoną zdolność poruszania się po wodzie bez zanurzania (rys. 5.30). Zawdzięcza to dużym stopom tylnych odnóży i wydłużonym, szerokim palcom. Zwiększa to powierzchnię styku z wodą, przez co sprzyja wykorzystaniu napięcia powierzchniowego wody.



Rys. 5.30. Bazyliszek poruszający się po wodzie [249]

Robot prototypowy „Water Runner”, na wzór bazyliuszka, przemieszczający się po wodzie i w terenie (rys. 5.31). W przyszłości ma zostać uzbrojony w bioreceptory do badania jakości wody oraz kamery wizyjne.

Koncepcja robota na wzór budowy skorpiona autorstwa Pawła Liskiewicza na Politechnice Krakowskiej. Posiada dwa ramiona z obrotowymi parami i chwytakami oraz elastyczne ramię na wzór zaodwłoka skorpiona. Zastosowanie zwłaszcza do operacji montażowych.



Rys. 5.31. Water Runner [249]

Europejscy naukowcy skonstruowali robota diagnostycznego o możliwościach przemieszczania się przez ludzkie jelito (rys. 5.32).



Rys. 5.32. Robot diagnostyczny przemieszczający się przez jelita [250]

Inspiracją do zaprojektowania robota był wieloszczet zwany potocznie robakiem płetwowym. Jest on wyposażony w małe płetwy na segmentach jego ciała, które umożliwiają mu poruszanie się po piasku, w błocie oraz w wodzie. Naukowcy stworzyli model komputerowy specyficznego ruchu na wzór tej istoty, ponieważ umożliwia on przemieszczanie się w trudnym, płynnym i śliskim podłożu, jakie występuje w odcinku przewodu pokarmowego jakim jest jelito u człowieka. Prototypy robota były testowane na jelitach świń. Roboty mają być wyposażone w kamery oraz źródło światła, co pozwoli na przesyłanie obrazu wideo z wnętrza organizmu człowieka. Obecnie taki obraz jest otrzymywany poprzez wprowadzanie do ciała człowieka endoskopu. Roboty te będą w przyszłości pomocne lekarzom w diagnozowaniu.

Bugbot – robot medyczny (rys. 5.33), który powstał na amerykańskim uniwersytecie - Carnegie Mellon University. Ma on dostarczać obraz z wnętrza układu pokarmowego człowieka. Robot ma średnicę 800nm, z wbudowaną kamerą. Do organizmu człowieka będzie mógł się dostać poprzez połyknięcie przez pacjenta w formie pastylki. Robot posiada sześć nóg, które umożliwiają kontrolę nad kamerą. Badacze mogą zawrócić robota do miejsca podejrzenia zmian chorobotwórczych. Gdy dostanie się do jamy jelita zaczyna robić zdjęcia. Dzięki falistym ruchom ścianek jelita urządzenie przemieszcza się bardzo powoli. W przyszłości medyczny nanorobot Bugbot oprócz diagnostyki zmian chorobotwórczych ma służyć również do dostarczania leków.



Rys. 5.33. Bugbot [251]

Miniaturowy robot przeznaczony do przeprowadzania małoinwazyjnych operacji na sercu – HeartLander (rys. 5.34).



Rys. 5.34. HeartLander [252]

Informacje o urządzeniu pochodzą z Carnegie Mellon University - School of Computer Science. HeartLander składa się z dwóch części, przy czym obecnie wymiar każdej z nich wynosi: 6,5 mm x 8 mm x 10 mm. Robot do wnętrza organizmu dostaje się przez niewielkie nacięcie (20mm) w klatce piersiowej poniżej mostka. W obecnej wersji HeartLander do przemieszczania się wewnątrz żywego organizmu wykorzystuje układ podciśnienia do którego prowadzi przewód z podciśnieniem wytwarzanym na zewnątrz. Jest napędzany poprzez silniki znajdujące się również na zewnątrz, połączone z robotem trzema kablami. Ruch odbywa się poprzez następujące po sobie przemieszczenia się przedniej i tylnej części urządzenia, zsynchronizowane poprzez zewnętrzne

układy sterujące - ruch jest podobny do sposobu poruszania się gąsienicy. Do kontroli ruchu wykorzystywane są czujniki ciśnienia i zawory elektromagnetyczne. Dokładna lokalizacja robota w organizmie jest możliwa dzięki wykorzystaniu technologii śledzenia magnetycznego oraz fluoroskopii. HeartLander przemieszcza się po organizmie z prędkością 18 centymetrów na minutę. Po dotarciu do serca, przylega do jego zewnętrznych ścianek. Operacja na sercu przeprowadzana jest pod ścisłą kontrolą lekarza – sterowane urządzeniem odbywa się przy pomocy joysticka.

HeartLander w konfrontacji z obecnymi małoinwazyjnymi operacjami realizowanymi przez systemy robotyczne, lepiej radzi sobie z ograniczeniami w dostępie. Te oraz inne zalety urządzenia usprawnią przeprowadzanie operacji, zwiększą wydajność, zmniejszą urazy pooperacyjne, a także pozwolą na przyspieszenie czasu wykonania zabiegu. Jeśli wejdzie on do użytku, ułatwi znacznie pracę lekarzom, którzy nie będą musieli na przykład zatrzymywać bicia serca przy zakładaniu bypassów. Przy wykonywaniu wielu innych tego typu zabiegów nie będzie już konieczne usypianie pacjenta. Wstępne testy wykonywane na sercu świń dały pozytywne rezultaty.

Polski inżynier – Andrzej Grzesiak – pracujący w Instytucie Fraunhofera IPA w Stuttgarcie jest współtwórcą bionicznego robota wzorowanego na trąbie słonia. Wspólnie z naukowcami z niemieckiego instytutu Fraunhofera zdobyli nagrodę „Oskar techniki” za swój wynalazek. Inspiracją była trąba słonia, silna i wytrzymała, która potrafi podnosić bardzo ciężkie przedmioty, a jednocześnie jest bardzo delikatna. Robot posiada dużą elastyczność, precyzję i lekkość. Ma łatwość przy współpracy z człowiekiem. Do budowy wykorzystano system trzech miękkich segmentów, każdy złożony z trzech komór powietrznych. Dzięki takiemu rozwiązaniu, przy wpuszczaniu i wypuszczaniu powietrza uzyskano płynność ruchu ramienia, a także precyzję chwytu, trzymania, przenoszenia delikatnych obiektów np. jajko, czy szklanki wody. Bioniczne ramię złożone jest z ramienia-trąby oraz uchwytu, który dopasowuje się do przedmiotu, z którym ma kontakt. Uchwyt również jest wzorowany na naturze. Wykorzystano tu tzw. efekt płetwy z ryby. Działa w ten sposób, że siła rozkłada się na całą powierzchnię, którą podnoszony jest przedmiot, dzięki czemu może się dopasować do każdego przedmiotu. Do budowy użyto po raz pierwszy technologii trójwymiarowego wydruku. Niezwykle lekkie, wykonane z plastiku nasyconego powietrzem. Potrafi wykonywać ruchy, których dotąd żaden robot nie potrafił. Jak mówi jeden z twórców – inż. A. Grzesiak: „urządzenie znajdzie

zastosowanie w medycynie, rehabilitacji, a nawet w rolnictwie. Może np. podawać choremu szklankę wody.” Duże zastosowanie może mieć w halach produkcyjnych, podczas zbioru owoców i warzyw i wielu, wielu innych.

Najlepszym architektem jest "Matka Natura". Doskonale radzi sobie z optymalizacją konstrukcji, formy i funkcji roślin tak by zużywając jak najmniej energii działały jak najefektywniej. Poniżej wymieniono kilka interesujących obiektów zainspirowanych przyrodą.

„Dynamic Tower” – pierwszy budynek o zmieniającym się kształcie (rys. 5.35).



Rys. 5.35. Dynamic Tower [253]

Posiada obrotowe piętra, ma ich 80, pełny obrót każdego z nich trwa 90min, dokonując się z prędkością 6m/min. Realizacja w Zjednoczonych Emiratach Arabskich, Dubaj. Architekt Dawid Fischer.

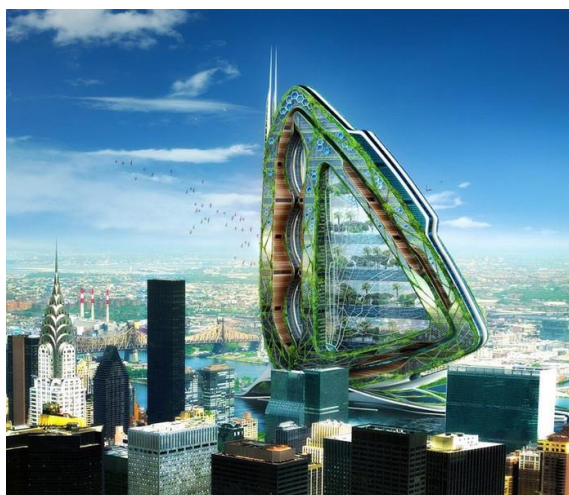
W centrum Masdar City, mającego powstać w pobliżu Abu Zabi, zadaszenie placu stworzą potężne parasole. Niczym kwiaty słoneczników, otwarte, będą się obracać w stronę słońca w ciągu dnia chroniąc place przed intensywnym słońcem. Jednocześnie, będą gromadzić energię, by nocą ogrzewać otoczenie, kiedy parasole się złożą. Na placu pojawią się też „słupy światła” – interaktywna instalacja inspirowana ogniskami w oazach. Intensywność oświetlenia będzie się zmieniała w zależności od natężenia ruchu, można je także będzie uruchomić za pomocą telefonu komórkowego. Prócz parasoli-słoneczników pojawią się

„kanciaste” elewacje, odbijające i rozpraszające promienie słoneczne, materiały dostosowane do klimatu o dużych amplitudach temperatur oraz ogrody na dachach, łączące uprawę warzyw i owoców, produkcję energii i system umożliwiający powtórne wykorzystanie odpadów organicznych. (rys. 5.36)



Rys. 5.36. Centrum Masdar City [254]

Ciekawym rozwiązaniem jest również wieżowiec Dragonfly (rys. 5.37). Projekt autorstwa Vincenta Callebauta – francuski architekt, został stworzony na wzór złożonych skrzydeł ważki. Realizacja ma mieć miejsce w Nowym Jorku na Roosevelt Island. Konstrukcja oparta na zasadach budowy szkieletu owada będzie miała 700 m wysokości wraz z anteną, złożona z 132 pięter. Na każdym z znajdą się powierzchnie uprawne w sumie 28 terenów rolniczych. Obszary te mają służyć do uprawy roślin, tj. owoców, warzyw, zbóż; hodowli zwierząt, produkcji mięsa oraz przetworów mlecznych. Szklane skrzydła i przestrzeń między nimi utworzą ogromną cieplarnię w której mikroklimat będzie utrzymywany latem przy pomocy naturalnej wentylacji i parowania wilgoci pod wpływem słońca zaś zimą poprzez nagromadzenie w przezroczystych, dwuwarstwowych ścianach ciepłego powietrza. Według architekta naśladownictwo przyrody pozwoli utrzymać stałą temperaturę przez cały rok. Oprócz farm wewnątrz budowli znajdą się także powierzchnie mieszkalne, powierzchnie produkcyjne, sady, laboratoria naukowe oraz powierzchnie rekreacyjne. Odpady biologiczne mają być wykorzystywane do nawożenia. Energia będzie pozyskiwana z elektrowni wiatrowych oraz paneli słonecznych, która całkowicie zaspokoi zapotrzebowanie Dragonfly.



Rys. 5.37. Dragonfly [255]

Innym wynalazkiem francuskiego architekta jest Bionic-Arch (rys. 5.38). Wieżowiec porośnięty setką drzew, które będą jego płucami. Budynek ma mieć zerowy stan emisji dwutlenku węgla, dzięki czemu stanie się ekologiczny i samowystarczalny, za co projekt został nagrodzony certyfikatem LEED Diamond. Wieżowiec Taisun Tower o wysokości 119 m będzie najwyższym budynkiem w Środkowym Tajwanie, gdzie ma zostać zrealizowany. Do zasilania mają być wykorzystane naturalne źródła energii, tj. wiatr oraz słońce. Jak mówi projektant - Vincent Callebaut – „ogniwa fotowoltaiczne oraz trzy turbiny wiatrowe zagwarantują dostawę energii w całym budynku. Nadmiar zaś ma być wykorzystany do oświetlenia pobliskiego parku.”

Konstrukcja Narodowego Centrum Sportów Wodnych w Pekinie została stworzona na podstawie obserwacji mydlanej piany, zwanej strukturą Weaire and Phelan. Autorami są australijscy architekci z biura PTW. Obiekt ten pokryty jest dwuwarstwowa elewacją, z zewnątrz i od wewnątrz został pokryty czterema tysiącami poduszek ETFE (Etylen Tetrafluoroetylen), aby nadać mu organiczny wygląd. Elewacja ta przypomina spłaszczone bańki mydlane. Największe z nich mierzą około dziewięciu metrów wysokości. Materiał jest niezwykle trwały, zapewnia dostęp naturalnego światła do wnętrza pływalni i jednocześnie ma lepsze właściwości izolujące niż szkło. Zastosowanie ETFE zapewniło również konstrukcji ochronę na zewnątrz przed działaniem czynników atmosferycznych, zaś od wewnątrz przed korozyjnym wpływem atmosfery basenów, których w budynku jest pięć. Zewnętrzna warstwa pozwala pozyskiwać wodę opadową.



Rys. 5.38. Bionic-Arch [253]

Wewnętrzna tworzy optymalny szkielet konstrukcyjny złożony z modułowych wieloboków o funkcji nośnej. Prace budowlane trwały 4 lata, a otwarcie obiektu nastąpiło w styczniu 2007 roku.

Ta sama technika, z wykorzystaniem ETFE, pojawiła się również w powłokach Eden Project w hrabstwie Kornwalii w Wielkiej Brytanii autorstwa Nicholasa Grimshawa (rys. 5.39).



Rys. 5.39. Eden Project w Kornwalii, Wielka Brytania [257]

Jest to ogród botaniczny, w którym panują warunki takie jak w amazońskiej dżungli. Otwarcie miało miejsce w marcu 2001 roku. Składa się z plastikowych kopuł przepuszczających światło, wilgoć oraz powietrze. We wnętrzu hodowane są rośliny z przeróżnych zakątków świata. Obiekt podzielono na 2 części, w tym biom tropikalny suchy i biom tropikalny wilgotny. Założenie powstało według koncepcji holenderskiego archeologa Tima Smitha, projekt wykonał wyżej wspomniany architekt z Wielkiej Brytanii – N. Grimshaw. Celem tego przedsięwzięcia była odbudowa środowiska naturalnego (ogród powstał na terenie gdzie niegdyś znajdowała się kopalnia odkrywkowa miedzi), stworzenie

ośrodka edukacji ekologicznej a także założenie ogrodu botanicznego, znajdującego się w kompleksie największych na świecie szklarni. Jedną ze szklarni wpisano do Księgi Rekordów Guinnessa. Ogród botaniczny Eden Project promuje ochronę środowiska. Pokazuje relacje pomiędzy rośliną a środowiskiem. W roku 2007 kompleks powiększono o obiekt zwany The Core. Znaleźć tam można np. roślinę – maszynę obrazującą wpływ roślin na otoczenie. Eden Project ma uświadamiać ludziom, że konieczne są zmiany w gospodarce przyrodniczej, aby zadbać o środowisko. W ogrodach wykorzystuje się rozwiązania ekologiczne. Pojazdy napędza olej rzepakowy, urządzenia zasilane są energią wiatrzną, zaś w restauracjach serwowane są potrawy pochodzące z okolicznych upraw ekologicznych. Rośliny podlewa się deszczówką. Ciekawostką jest fakt, iż w sklepach z pamiątkami nie stosuje się foliowych reklamówek. Kompleks Eden Project zyskał tytuł najlepszego brytyjskiego budynku ostatnich 20 lat i zdobył główną nagrodę British Construction Industry's (Brytyjskiego Przemysłu Budowlanego – BCI). Na decyzje sędziów BCI oprócz samej, oryginalnej konstrukcji wpłynęły także pozytywne opinie zwiedzających, bezpieczeństwo, innowacyjność, trwałość i użyteczność.

Jakie są dalsze kierunki rozwoju? Prawdopodobnie dokona się duży postęp nanorobotów do celów medycznych. Już dziś takowe istnieją. Na rysunku (rys.5.40) przedstawiono koncepcję budowy nanorobotów poruszających się w arterii.



Rys. 5.40. Koncepcja nanorobotów poruszających się w arterii [258]

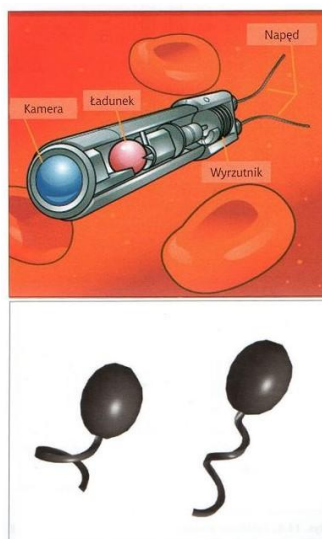
Kolejny obraz (rys. 5.41) pokazuje koncepcję robota zwalczającego komórki nowotworowe, wzorowanego na stawonogach.



Rys. 5.41. Koncepcja robota zwalczającego komórki nowotworowe [258]

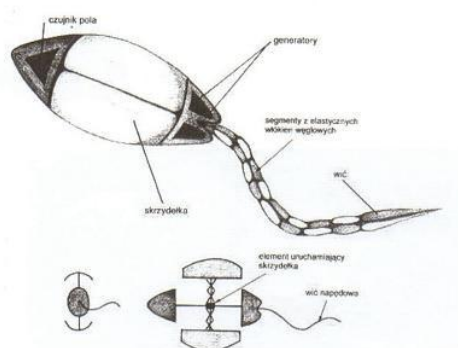
Działa również program konsorcjum BIOLOCH zrzeszający europejskie uczelnie. Głównie realizują i budują mikro- i nanoroboty do celów nawigacji w ciężkich, zawiłych ośrodkach, z ukierunkowaniem zwłaszcza wewnątrz ludzkiego organizmu.

Coraz większą popularnością cieszą się nanoroboty wzorowane na poruszaniu się wiciowców. Napęd odbywałby się przy zastosowaniu sprężystej wici, lub też kilku wici naraz. Na rysunku 5.42 widoczne jest przykładowe rozwiązanie.



Rys. 5.42. Nanoroboty wzorowane na poruszaniu się wiciowców [258]

Poniżej koncepcja i projekt powstały na Politechnice Krakowskiej, autorstwa Michała Kubicza. Mikrorobot na wzór wiciowca (rys. 5.43). Przeznaczony do penetracji organizmu. Układ napędowy stanowi więc złożona z segmentów wyposażonych w kurczliwe elementy, skrzydełka tworzą komorę ładunkową.



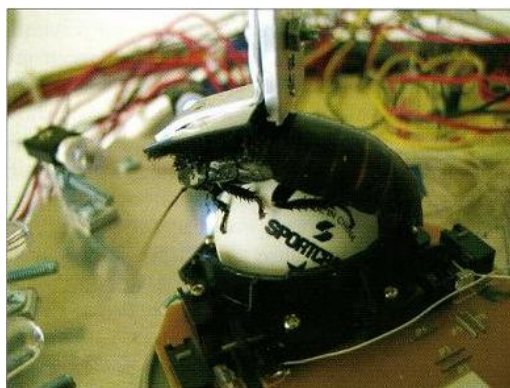
Rys. 5.43. Projekt mikrorobota na wzór wiciowca [258]

Z dużym prawdopodobieństwem rozwinie się tzw. bionika częściowa, w której to fragmenty żywych tkanek lub nawet żywych organizmów znalazłyby zastosowanie przy tworzeniu maszyn i różnych urządzeń.

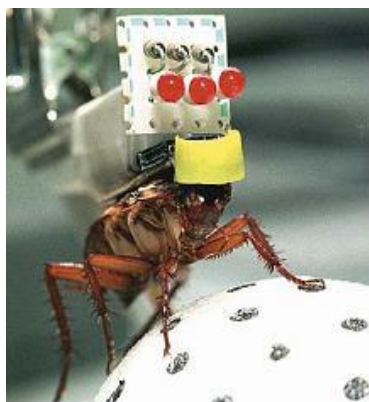
Przykładowo mogą być to implanty elementów organizmu w maszynie, np. żywego układu nerwowego sterującego maszyną, lub sterowanie mechaniczne organizmem. Efekty przeprowadzonej próby widoczne są na rysunkach 5.44 i 5.45).

Sieci neuronowe naśladują procesy zachodzące w mózgu. Wykonane są na podstawie faktów ustalonych w trakcie długoletnich badań nad ludzkim mózgiem. O sieciach neuronowych mówi się: Neurokomputery, a to dlatego, że w systemach tych sprzega się elementy elektroniczne z żywymi neuronami (rys. 5.46).

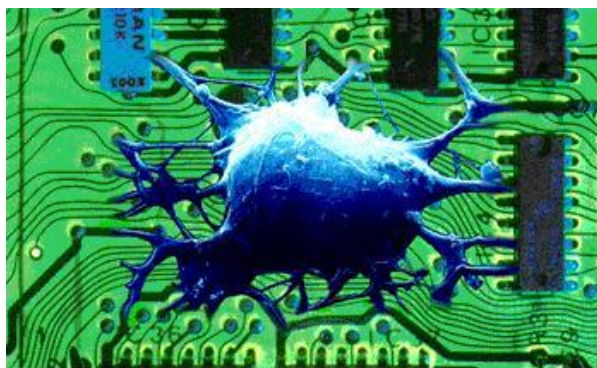
Grupa niemieckich inżynierów opracowała nowy układ biosensora nazwanego Neuro-Chip (rys.5.47). Pozwala on na odczyt i rejestrację sygnałów elektrycznych przesyłanym przez komórki nerwowe. Jak mówi jeden z twórców, technologia ta może pozwoli opracować sposobów leczenia schorzeń neurologicznych, jak np. choroba Alzheimera. "Na przykład, na chipie można położyć fragment tkanki nerwowej, podać pewne środki farmakologiczne i obserwować przebieg sygnałów nerwowych oraz reakcje komórek na poszczególne leki" – mówi Roland Thewes, szef zespołu.



Rys. 5.44. Bionika częściowa [259]

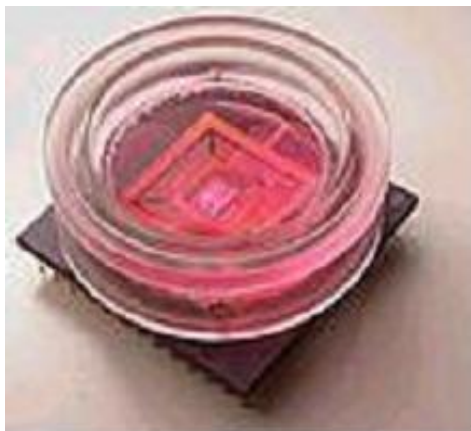


Rys. 5.45. Sterowanie ruchem karaczana [259]



Rys. 5.46. Połączenie elementów elektronicznych z elementami biologicznymi [259]

Nie większy od paznokcia Neuro-Chip, wyposażony w 16 tys. sensorów rejestruje sygnały neuronów zanurzonych w elektrolitycznym płynie odżywczym. Płyn ten zapewnia przesyłanie impulsów z włókien nerwowych do chipa i utrzymuje neurony przy życiu. Układ wyposażono we wzmacniacz. Dane mogą być transmitowane do komputera i ewentualnie przekształcane w kolorowy wykres, ułatwiający analizę.



Rys. 5.47. Neuro-Chip [259]

Bionika jednak poza drzwiami laboratoriów i niedostępnymi wynalazkami służy nam w codziennym życiu. Nieraz nie zdajemy sobie sprawy jak wiele przedmiotów które mamy w zasięgu ręki powstały dzięki podpatrywaniu natury. Najbardziej znanym osiągnięciem w tym aspekcie są rzepy, które stosujemy do zapinania ubrań i obuwia. Odkrycie, które nastąpiło w 1941 r., zawdzięczamy szwajcarskiemu inżynierowi, który wielokrotnie musiał zbierać wczepione w sierść swojego psa kulki łopianu, zwane rzepami. George de Mestral zauważył układ złożony z licznych pętelek i haczyków, który umożliwia przenoszenie nasionek na dalekie odległości poprzez futro zwierząt. Zainspirowany skonstruował swój system, który dziś ma ogromne zastosowanie w wielu dziedzinach. My ludzie znamy tylko jeden rodzaj rzepu, w odróżnieniu przyroda wytworzyła nieskończenie wiele odmian zaczepów haczykowatych, np. zaczepy łączące ze sobą skrzydła motyla lub niezwykle skomplikowane systemy zabezpieczające połączenie odwłoków kopulujących owadów.

5.10 Podsumowanie rozdziału

Jako podsumowanie niech posłużą słowa profesora Andrzeja Samka: „Bionika stworzyła nową filozofię przyrody i nowe podejście do środowiska. Naukowcy zajmujący się bioniką odeszli od twierdzenia, że człowiek jest najważniejszy i że jest władcą natury. Podchodzimy do przyrody z pokorą: uważając, że człowiek jest jej uczniem i w niej może szukać rozwiązań doskonałych”.

Andrzej Samek

Prof. dr hab. inż. Andrzej Samek (ur. 1924 w Krakowie) w latach 1945-50 studiował na Wydziałach Politechnicznych Akademii Górniczo-Hutniczej uzyskując dyplom inżyniera mechanika oraz stopień magistra inżyniera nauk technicznych. Działalność naukową rozpoczął w 1956 r., przyjęty na stanowisko starszego asystenta w b. Katedrze Obrabiarek Politechniki Krakowskiej, w 1967 roku uzyskał stopień doktora habilitowanego z zakresu technologii maszyn. W 1983 r. otrzymał tytuł profesora nadzwyczajnego i rozpoczął kolejny etap swej działalności naukowo-dydaktycznej. W 1987 r. przyczynił się do utworzenia nowego kierunku studiów „automatyka i robotyka” na Wydziale Mechanicznym Politechniki Krakowskiej. W 1991 r. został powołany na stanowisko profesora zwyczajnego. Obecnie prof. Andrzej Samek pracuje na Wydziale Inżynierii Mechanicznej i Robotyki Akademii Górniczo-Hutniczej, prowadzi dla studentów zajęcia z bioniki.

Jest autorem szeregu artykułów i monografii na temat bioniki oraz pierwszego w Polsce akademickiego podręcznika z tej dziedziny nauki – „Bionika nauki przyrodnicze dla inżynierów”. Pod kierownictwem profesora powstał opatentowany projekt robota przemieszczającego się wewnątrz rur.

Ryszard Tadeusiewicz

Prof. dr hab. inż. Ryszard Tadeusiewicz (ur. maj 1947 r. w miejsc. Środa Śląska) jest członkiem PAN i PAU a także Rosyjskiej Akademii Nauk Przyrodniczych oraz Europejskiej Akademii Nauk, Sztuk i Literatury w Paryżu, rektorem AGH, członkiem CK, doktorem Honoris Causa 5 krajowych i zagranicznych uniwersytetów.

Studiował na Wydziale Elektrycznym Akademii Górniczo-Hutniczej, który ukończył (z wyróżnieniem) w 1971 roku. Dodatkowo (już po uzyskaniu stopnia naukowego z automatyki) studiował na Wydziale Lekarskim Akademii Medycznej w Krakowie, na którym potem okresowo pracował jako profesor i kierownik Zakładu Biocybernetyki oraz Zakładu Biostatystyki i Informatyki medycznej, a także przeszedł gruntowne studia w zakresie metod matematycznych i informatycznych w ekonomii uzyskując w efekcie pełne prawa profesora Akademii Ekonomicznej w Krakowie. Od kwietnia 1971 roku

całkowicie poświęcił się pracy naukowej związanej z biocybernetyką, automatyką i informatyką, osiągając kolejno w 1975 roku stopień naukowy doktora, w 1981 roku doktora habilitowanego, w 1986 roku profesora a w 1991 roku profesora zwyczajnego nauk technicznych - wszystkie w AGH. Prowadził wykłady na większości krakowskich Uczelni: od 30 lat nieprzerwanie wykłada na AGH, prowadzi wykłady i seminaria magisterskie w Akademii Ekonomicznej i w wielu, wielu innych. Napisał i opublikował ponad 500 prac naukowych także kilkadziesiąt artykułów i kilka książek popularnonaukowych (w tym m.in. książkę i serię artykułów popularyzujących wiedzę dla dzieci). Specjalizacja naukowa to systemy wizyjne robotów przemysłowych, systemy sensoryczne, sieci neuronowe oraz biocybernetyka. Wśród wielu uczelni polskich oraz zagranicznych jest doktorem Honoris Causa Politechniki Lubelskiej (maj 2008).

Aneta Martychowiec¹, Joanna Śliwa¹, Katarzyna Siodłowska¹,
Jarosław Zubrzycki²

6. Implanty i protezy bioniczne

Ludzkie ciało jest jednym z najwspanialszych tworów natury - kombinacją mięśni, zmysłów i organów bezpośrednio połączonych ze sobą. Niestety, w wyniku nieszczęśliwych wypadków czy też procesu starzenia wszystkie elementy naszego organizmu ulegają zużyciu bądź zniszczeniu. Jeszcze do niedawna ofiary wypadków, czy też chorób w wyniku których doszło do utraty narządów, mogły jedynie pogodzić się ze swoim kalectwem. Postęp technologiczny, a także innowacyjne idee naukowe otworzyły nowy rozdział w historii, w którym praktycznie każdy uszkodzony narząd można zastąpić nowym. Naukowcy nie szukają nowych rozwiązań konstruktorskich dla kończyn, serca czy oka - pilnie podpatrują naturę, analizując strukturę anatomiczną człowieka. Najważniejsze jest to, aby jak najwierniej odtworzyć dany narząd. Jest to możliwe dzięki takiej dziedzinie nauki jaką jest bionika.

Bionika [gr.] jest dziedziną wiedzy z pogranicza techniki i biologii, zajmująca się badaniem budowy i zasad działania organizmów żywych w celu wykorzystania uzyskanych wyników do budowy urządzeń technicznych. Bionika wyodrębniła się z biocybernetyki i stanowi przykład tendencji do integracji różnych dziedzin nauki, zajmuje się wykorzystaniem praw rządzących działaniem organizmów żywych w różnych działach techniki, głównie w automatyce, elektronice i mechanice. Duże znaczenie dla rozwoju teorii sterowania mają wyniki badań procesów sterowania w układzie nerwowym, a zwłaszcza badań zasad budowy układów hierarchicznych, obserwowanych w układzie sterowania mięśniami [103].

Termin „bionika” zostało pierwszy raz sformułowane w 1960 roku na sympozjum „Living prototypes of artificial organs” w Dayton. Jednak tematy bioniczne były znane przed tym sformulowaniem. Pierwszym znanym bionikiem w kulturze był Dedal, który podpatrując przyrodę zbudował skrzydła. Zainteresowanie bioniką pojawiło się później u Leonarda da Vinci. Stworzył on model helikoptera i samolotu, dzięki obserwacjom ptaków i nietoperzy. Ważną osobą był Luigi Galvani, który badał wyekstrahowane żabie udka. Jego badania polegały drażniąc je prądem pobudzał do skurczu. Dzięki temu stworzył pierwszy model reakcji mięśniowo-nerwowych. Współcześni bionicy którzy dzięki swoim badaniom przeszli do historii to Alan Lloyd Hodgkin i Andrew Fielding Huxley, którzy opracowali elektryczny model błony komórkowej,

¹ Koło Naukowe Inżynierii Biomedycznej przy Instytucie Technologicznych Systemów Informatycznych, Politechnika Lubelska

² Instytut Technologicznych Systemów Informatycznych, Politechnika Lubelska

uwzględniając w niej zjawiska mikroskopowe. Polskim pionierem bioniki był Ryszard Gawroński, pod jego kierunkiem pracowała pierwsza w Polsce Samodzielna Pracownia Bioniki w Polskiej Akademii Nauk. Prowadzona tam badania nad modelami komórek nerwowych, zmysłami, układami regulacji organizmu.

6.1. Implant ślimakowy

Implant ślimakowy jest bezpiecznym i szeroko stosowanym urządzeniem, dzięki któremu osoby głuche i głęboko niedosłyszające znowu mogą słyszeć. Składa się on z dwóch części: wewnętrznej, czyli implantu i zewnętrznej-procesora mowy.

Część wewnętrzna – implant, wszczepiana jest podczas operacji, która trwa około 3 godziny. Zasadnicza część implantu, czyli odbiornik/stymulator jest bezpiecznie i trwale mocowana pod skórą, tuż za uchem. Wychodzące z odbiornika\stymulatora przewody to nośniki elektrod wewnątrzślimakowych, wprowadzanych do ślimaka w uchu wewnętrznym oraz elektroda odniesienia umiejscawiana pod skórą, w okolicy odbiornika/stymulatora. Konstrukcja nośnika elektrod jest bardzo ważnym elementem, zapewniającym poprawne funkcjonowanie całego systemu.

Część zewnętrzna - procesor mowy, to element systemu odpowiedzialny za całe jego funkcjonowanie. To urządzenie noszone przez użytkownika najczęściej za uchem, jak aparat słuchowy, ale również występujące w wersji pudełkowej, która zapewnia inne możliwości obsługi systemu.

Procesor mowy składa się z jednostki sterującej pracą całego systemu oraz z części odpowiedzialnej za kontrolę pracy i komunikację zarówno z użytkownikiem jak i ze specjalistami kliniczno-technicznymi. Dodatkowo procesor mowy wyposażony jest w cewkę nadawczą, która zapewnia komunikację z częścią wewnętrzną systemu oraz jej zasilanie. Ważne jest, aby część zewnętrzna posiadała szereg funkcji istotnych zarówno dla specjalistów (ustalających parametry jego pracy), jak i dla użytkownika, który na co dzień wykorzystuje te możliwości. Procesor mowy powinien pozwalać na zapisanie kilku tzw. MAP, czyli programów pracy ustalanych indywidualnie dla każdej osoby. Istotne w codziennym używaniu procesora mowy są możliwości wynikające z korzystania z wbudowanych algorytmów, których zadaniem jest wspomaganie słyszenia w różnych sytuacjach oraz współpraca z zewnętrznymi akcesoriami takimi jak systemy FM, czy też kable do podłączenia np. telewizora. Ponieważ procesor mowy jest noszony na co dzień niezależnie od pory roku i pogody, powinien on również zapewnić jak najwyższą odporność na czynniki zewnętrzne - głównie atmosferyczne. Odporność na uszkodzenia mechaniczne również jest niezwykle ważna, by działanie implantu było jak najdłuższe. Ważną cechą procesorów mowy jest rozwiązanie ich zasilania.

Zużycie baterii różni się w zależności od parametrów pracy, pogody czy też nawet grubości skóry użytkownika i dlatego ważne jest, aby zasilany był on łatwo dostępnymi bateriami, tak by użytkownik mógł mieć zapewnione prawidłowe funkcjonowanie systemu w różnych sytuacjach. Oczywiście najlepsze rozwiązanie jest wtedy, gdy baterie mają swoje odpowiedniki w formie akumulatorów, co pozwala znacząco zmniejszyć koszty użytkowania.

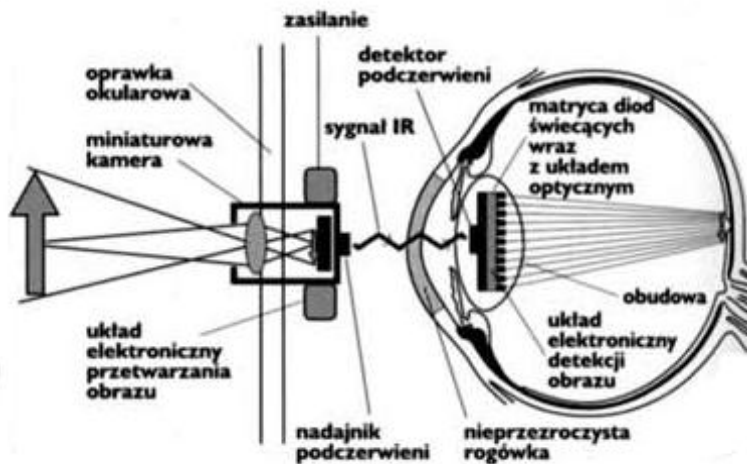
6.2. Implant wzrokowy

Wzrok jest jednym ze zmysłów człowieka i jest niezwykle istotny by funkcjonować normalnie w dzisiejszym świecie. Niestety wielu ludzi ma problemy z tym narządem. Począwszy od chorób związanych z wadami rozwojowymi, do chorób wywołanych postępującym czasem. Medycyna XXI w. ma dla takich osób rozwiązanie jakim jest implant wzrokowy.

Proces widzenia jest skomplikowanym procesem składającym się z łańcucha kolejnych elementów. Na samym początku otrzymujemy obraz wytworzony przez układ optyczny naszych oczu. Kolejnym, niezwykle ważnym elementem, jest siatkówka, której zadaniem jest obróbka pozyskanego obrazu. Dopiero po odpowiednim przetworzeniu obraz przesyłany jest drogą nerwową do mózgu. Prawidłowe funkcjonowanie każdego z tych etapów procesu widzenia jest niezwykle istotne do poprawnego działania narządu wzroku. Niestety na każdym z tych etapów występują zaburzenia, który w mniejszym lub w większym stopniu mogą powodować problemy ze wzrokiem. Implanty wzrokowe stosuje się w przypadku poważnych uszkodzeń wzroku powodujących ślepotę i znaczne niedowidzenie. W zależności od miejsca zmian chorobowych stosuje się inny rodzaj implantu wzrokowego.

6.2.1. Implant wewnątrzgałkowy

Implant wewnątrzgałkowy (rys 6.1.) powiązany jest z uszkodzeniami układu optycznego naszego oka wtedy, gdy występują problemy z uzyskaniem obrazu. Jednym z rozwiązań było umieszczenie kamery na oprawkach okularu, która była połączona ze specjalnym układem elektronicznym, którego zadaniem była obróbka obrazu, a także przesłania informacji dzięki wbudowanemu nadajnikowi.



Rys 6.1. Oko z wszczepionym implantem wewnątrzgałkowym [187]

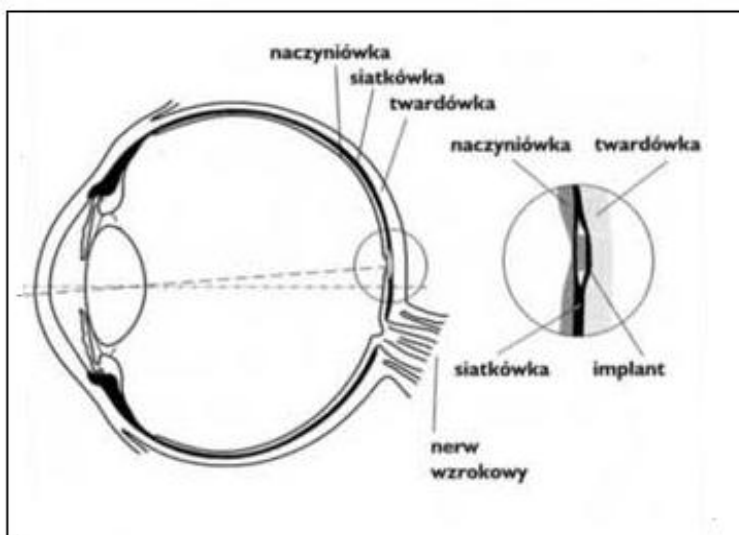
Implant z wbudowanymi detektorami jest odbiornikiem sygnału. Po odebraniu sygnału znajdująca się w implancie matryca mikroskopijnych diod wyświetla obraz bezpośrednio na siatkówkę. Dopiero wtedy siatkówka jest w stanie przetworzyć informacje, by dalsze etapy procesu widzenia postępowały prawidłowo.

6.2.2. Implanty siatkówkowe

W momencie, gdy zaburzenie związane jest z kolejnym etapem procesu widzenia, a mianowicie z siatkówką niezbędne jest użycie innego implantu-siatkówkowego. Niestety wady związane z działaniem siatkówki są najczęstszymi przyczynami problemów ze wzrokiem. Przyczyn nieprawidłowego funkcjonowania jest wiele, np. zwyrodnienie plamki związane z wiekiem, zwyrodnienie ciała szklanego, czy zwyrodnienie barwnikowe siatkówki. W przypadku tych chorób leczenie jest niezwykle trudne i nie zawsze skuteczne. Jednak naukowcy dają szansę prawidłowego widzenia ludziom chorym poprzez skonstruowanie implantu subretinalnego i epiretinalnego. Stosuje się je w przypadku, gdy uszkodzeniom uległy tylko konkretne elementy, które można zastąpić specjalnym układem elektrycznym.

2.2.1 Implant subretinalny

Funkcją implantu subretinalnego (rys. 6.2) jest zastąpienie fotoreceptorów siatkówki. W tym przypadku dochodzi do wszczepienia do wnętrza siatkówki małej płytki, która posiada wiele elementów reagujących i wrażliwych na światło.

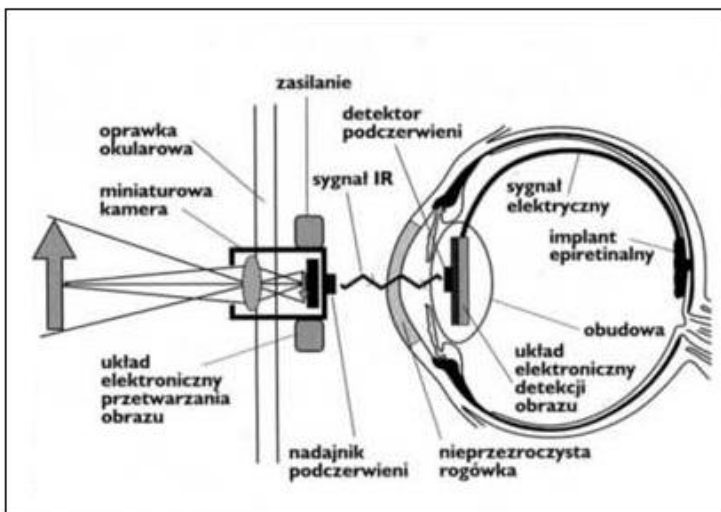


Rys 6.2 Oko z wszczepionym implantem subretinalnym [187]

Działanie tej płytki opiera się na jej budowie. Pierwszym etapem jest odebranie przez matrycę fotodetektorów obrazu. Następnie układ elektroniczny wbudowany w implant przetwarza otrzymaną informację na sygnał elektryczny, który dopiero w tej formie może być przekazany do komórek dwubiegunowych siatkówki, by dalej nerwami wzrokowymi dotarły do mózgu. Implant subretinalny może zastępować uszkodzone komórki takie jak czopki i pręciki. Badania trwające nad tym urządzeniem potwierdzają jego skuteczność i poprawienie się jakości widzenia w grupie badanych osób.

Implant epiretinalny

Implant epiretinalny (rys 6.3) ma za zadanie przekazanie informacji bezpośrednio do komórek dwubiegunowych i zwojowych siatkówki. Zasada jego funkcjonowania znacznie różni się od działania wcześniej opisanego implantu subretinalnego. Główną różnicą jest zastosowanie kamery, której zadaniem jest uzyskanie obrazu. Następnie po przekształceniu go do postaci impulsów elektrycznych przesyłany jest do neuronów wzrokowych. Implant umieszczony jest bezpośrednio na powierzchni siatkówki. Można powiedzieć, że jest on przekąźnikiem pomiędzy kamerą a komórkami zwojowymi oka. Jego zadaniem jest przekazanie impulsów elektrycznych do tych komórek.



Rys 6.3 Implant epiretinalny z układem miniaturowej kamery, przetwornika obrazu, nadajnika, odbiornika oraz generatora impulsów [187]

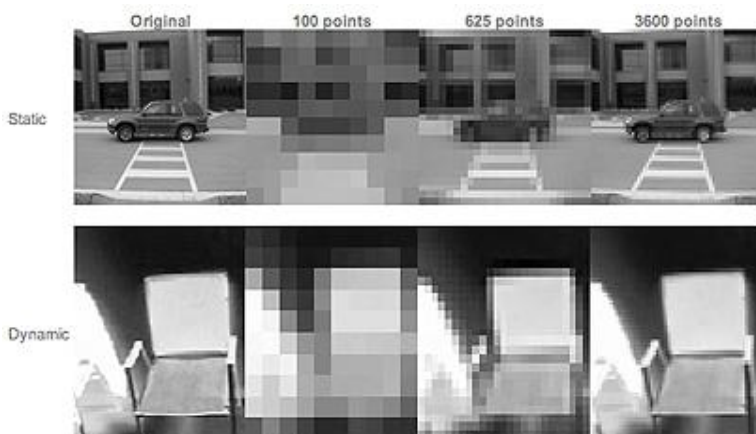
Zadanie to ułatwia mu jego umieszczenie, ponieważ przylega on bezpośrednio do ww. komórek. Najważniejsze jest to, by dany impuls elektryczny był „odczytany” przez neurony jako rzeczywistą informację pochodzącą z pręcików i czopków. By do tego doszło niezbędny jest układ elektroniczny wbudowany do implantu, który ma za zadanie analizę otrzymanego impulsu otrzymanego z kamery, a także dostosowanie go tak, by odwzorowywał sygnał występujący w zdrowym oku.

6.3. Widzieć językiem

Amerykańscy uczeni opracowali rewolucyjną technologię, która umożliwia częściowe przywrócenie osobom niewidomym wzroku za pomocą końcówek nerwowych narządu jamy gębowej, jakim jest język. Zbudowali oni specjalny przyrząd, w znacznym stopniu przywracający wzrok. Są to okulary wyławiające światło i przekazujące informacje do specjalnego miniaturowego urządzenia. To ostatnie przekształca fale świetlne w sygnały elektryczne, które cienkim kablem przepływają do języka.

Brain port, bo tak nazywa się to urządzenie, składa się z trzech zasadniczych elementów. Pierwszym jest zestaw kamer, które rejestrują obraz z otoczenia. Drugi to niewielki komputer, który przetwarza zebrane informacje do postaci impulsów elektrycznych. Wytworzony w ten sposób sygnał jest następnie

przekazywany do trzeciego elementu, którym jest "lizak" zaopatrzony w matrycę elektrod. Układa się go na języku, a każda z jego elektrod działa w sposób podobny do pojedynczego piksela na wyświetlaczu, drażniąc użytkownika w sposób przypominający uwalnianie się gazu z szampana. Język jest bardzo czuły i może przekazywać dużą ilość informacji. Zastępuje on częściowo 2 miliony nerwów wzrokowych, prowadzących z gałki ocznej człowieka do mózgu - to pozwala określać kształty, część kolorów, a także określać odległości. Rozdzielczość postrzeganego obrazu nie jest zbyt wielka i wynosi 400 punktów. Na rys. 6.4 widzimy obraz rozdzielczości 625 punktów, więc mamy odniesienie, że użytkownik Brain Port może zobaczyć ten samochód w nieco gorszej rozdzielczości, lecz dla osoby niewidomej jest to nieoceniona pomoc.



Rys 6.4 Obraz uzyskany przy różnej rozdzielczości [261]

"Scientific American" informuje, że w trakcie przeprowadzonych testów niewidomi przy pomocy najnowszego przyrządu mogli zobaczyć drzwi, przyciski w windzie do wjazdu na potrzebne piętro, a nawet litery.

6.4.Sztuczne serce

Ludzkie serce często porównywane jest do niezwyklej maszyny. Zbudowane jest z dwóch przedsionków i komór i dzięki ciągłym skurczom serce w ciągu minuty przepompowuje krew do całego organizmu wiele razy. Dawniej choroba serca wiązała się z pewną śmiercią. Na szczęście w dzisiejszych czasach tak nie jest. Opracowanie sztucznego serca daje szansę na przeżycie wielu ludziom, którzy nie kwalifikują się na przeszczep lub po prostu nie mają tyle czasu by dożyć swojej kolejki.

6.4.1. Historia powstawania

Początki sztucznego serca sięgają do 1957 r., gdy holenderski lekarz William Kolff opracował silikonowy narząd o napędzie pneumatycznym, który wszczepił psu. Mimo, że serce pracowało zaledwie 90 minut, był to wielki przełom w tej dziedzinie, który był początkiem rozwoju badań nad sztucznym sercem. Kolejna próba odbyła się 2 grudnia 1982, gdy przeprowadzono operację człowiekowi. Urządzenie było niezwykle mosiężne i ciężkie- ważyło ok 100kg; rozmiary tej maszyny przykuwały potencjalnego pacjenta do łóżka. Taka konstrukcja pozwoliła przedłużyć życie ciężko chorego pacjenta o 112 dni. Kilka lat później, 5 listopada 1985 roku przeprowadzono w Polsce pierwszą udaną transplantację serca. Dokonał tego zespół prof. Zbigniewa Religi w Śląskim Centrum Chorób Serca w Zabrzu. Przyczynił się do tego postęp technologiczny, a przede wszystkim miniaturyzacja wszelkich urządzeń.

Jednak warto zwrócić uwagę na rozwiązanie, które zaproponowała firma Abio- Med z Massachusetts, którzy skonstruowała serce AbioCor (rys 6.5). 2 lipca 2001 roku odbyła się pierwsza próba wszczepienia tego typu serca. Robert Tools był 59-letnim żołnierzem piechoty morskiej, który był poważnie chory- lekarze szacowali, że został mu tylko miesiąc życia. Sztuczne serce pozwoliło mu przeżyć jeszcze 151 dni [53].

6.4.2. Budowa sztucznego serca

Budowa sztucznego serca, na przykładzie serca AbioCor, jest niezwykle złożona. Serce jest urządzeniem elektropneumatycznym i przypomina w swojej budowie naturalne ludzkie serce. Składa się z dwóch komór i plastikowych zastawek. Ruchy pompujące serca wywoływane są przez hermetyczny mechanizm, znajdujący się pomiędzy komorami. W tym procesie największe znaczenie ma pompa odśrodkowa, która napędza lepki roboczy płyn. Pompą steruje specjalny silnik elektryczny. Bezprzewodowy transfer energii pozwala na przekazania jej z zewnętrznego akumulatora (znajdującego się przy pasku osoby chorej) do akumulatora wewnętrznego i modułu kontrolnego, którego zadaniem jest monitorowanie szybkości pracy serca. Przede wszystkim budowa bezprzewodowego transferu energii opiera się na połączeniu dwóch cewek, które w konsekwencji jest przyczyną powstania zjawiska indukcji magnetycznej. Dzięki niemu energia przekazywana jest przez skórę.



Rys 6.5 Sztuczne serce AbioCor [263]

6.4.3. Działanie sztucznego serca

Działanie sztucznego serca także zostanie opisane na przykładzie serca AbioCor. Funkcją sztucznego serca jest naśladowanie naturalnego rytmu serca zdrowego człowieka. Jest to możliwe dzięki automatycznemu przepompowywaniu płynu roboczego pomiędzy odpowiednimi częściami mechanizmu. Wcześniej wspomniana pompa odśrodkowa obraca się cały czas w tym samym kierunku, ale to zawory sterują kierunkiem ruchu płynu. Ruch w lewo powoduje wypychanie plastikowej przepony do lewej komory serca. Dzięki temu natlenowana krew trafia do naczyń włosowatych całego ciała. Zmiana kierunku ruchu jest przyczyną wepchnięcia membrany do prawej komory, której zadaniem jest tłoczenie odtlenowanej krwi. Serce AbioCor nie posiada przedsionków, dlatego podczas operacji wszczepiania, przedsionki naturalnego serca nie są usuwane. Pozostawiona jest także aorta i pień płucny. Dopiero do nich za pomocą specjalnych „zatrząsek” przyczepiane jest sztuczne serce.

6.4.4. Prognozy na przyszłość

Wciąż trwają badania nad unowocześnieniem i ulepszeniem sztucznego serca. Niestety istnieje wiele czynników utrudniających konstrukcję nowych modeli. Dużym problemem jest opracowanie odpowiedniego źródła zasilania dysponującego odpowiednią mocą i takiego, który nie posiada części na zewnątrz organizmu. Kolejnym aspektem jest współdziałanie z ludzkim organizmem- często tworzą się skrzepy wewnątrz protezy, które powodują

zakłócenia działania serca. Jedną z przyczyn utrudniającą rozwój tego tematu jest kosztowność tego działania. Przykładowo koszt urządzenia, które oferuje firma Carmat, wynosi około 150 000 euro. Miejmy nadzieję, że naukowcom uda się pokonać bariery i opracują sztuczne serce, które będzie sposobem uratowania wielu chorych ludzi.

6.5.Sztuczne mięśnie

Temat sztucznych mięśni jest wciąż rozwijającym się tematem, dlatego że na razie trwają dopiero prace nad wykorzystaniem ich jako protez. Nowy typ sztucznych mięśni zbudowany został ze skręconych włókien węglowych-nanorurek, które zachowują się podobnie do ludzkich mięśni, dzięki czemu cechuje je ogromna twardość i wytrzymałość, co najważniejsze- lekkość. Ich mechanizm jest oparty na działaniu naturalnych mięśni, gdyż pod wpływem prądu elektrycznego rozszerzają się (aż o 220%). Ten cały proces trwa milisekundy, a najważniejszy jest fakt, że długość mięśni nie zmienia się w ogóle. Warto też zaznaczyć, że mięśnie wykorzystują aż 70% energii, która zostaje im dostarczona. W medycynie wynalazek ten mógłby posłużyć do rekonstrukcji uszkodzonego ciała. Jednym z zastosowań sztucznych mięśni byłoby wykorzystanie ich w budowie robotów do pracy w kosmosie. Dlatego też ich budulec- nanorurki, zachowują swoje właściwości nawet w ekstremalnych temperaturach. Obecnie sztuczne mięśnie powstały z myślą o wykorzystaniu ich w robotyce, jednak jest to niewątpliwie pierwszy krok ku rozwiązaniu problemu ludzi z uszkodzonym narządem ruchu.

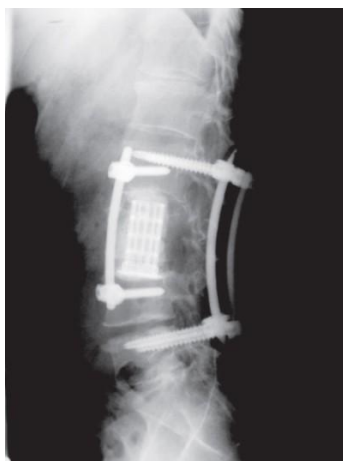
6.6.Implanty w leczeniu schorzeń kręgosłupa

Kręgosłup, ze względu na funkcje jakie pełni w organizmie, jest niezbędnym narządem do prawidłowego funkcjonowania człowieka. Jest on bardzo dobrze chroniony przez tkankę mięśniową jak i tłuszczową, lecz często dochodzi do uszkodzenia (zarówno poprzez czynniki naturalne jak i losowe zdarzenia). Istnieje wiele technik operacyjnych, które w większym lub mniejszym stopniu mogą się do tego przyczynić. W ostatnich latach pojawiła się nowa grupa narzędzi chirurgicznych, które usprawniają proces leczenia i dają nadzieję na powrót do zdrowia dla pacjentów. Są nimi implanty do leczenia schorzeń kręgosłupa.

6.6.1. Implanty kręgosłupa dostępu operacyjnego przedniego

Koszyki

To inaczej protezy trzonów kręgosłupa. Stosuje się je w momencie, gdy konieczne jest usunięcie trzonu (np. z powodu nowotworu) i zastąpienie go sztucznym elementem.



Rys 6.6 Zdjęcie rentgenowskie wszczepionego koszyka [266]

W ten sposób wspierają one także przednią kolumnę kręgosłupa. Mają postać cylindrycznej, perforowanej siatki. Wypełnione są przeszczepami kostnymi, bądź też innymi materiałami (np. cementami kostnymi), których głównym zadaniem jest zapewnienie ubytku.

Wyróżnia się dwa podstawowe typy koszyków:

- Koszyk stały - cylindryczna tuleja, która dzięki otworom umiejscowionym na ścianach umożliwia przerosty kostne.
- Koszyk rozsuwany - posiada śrubowy mechanizm rozsuwania.

Sztuczny dysk

Możemy wyróżnić dwa typy implantacji: całkowite zastąpienie dysku oraz zastąpienie jądra dysku.

W pierwszym przypadku usuwany jest dysk całkowicie i na jego miejsce wstawiany implant (pomiędzy dwa sąsiednie kręgi), natomiast w drugim zastępuje się zaledwie środek implantu (jądro). Najpowszechniejszym rozwiązaniem jest obecnie zastosowanie dwóch podstawowych elementów do jego budowy: dwóch metalicznych krążków o zębatych zakończeniach oraz elastycznego rdzenia z polietylenu.

6.6.2. Implanty kręgosłupa dostępu operacyjnego tylnego

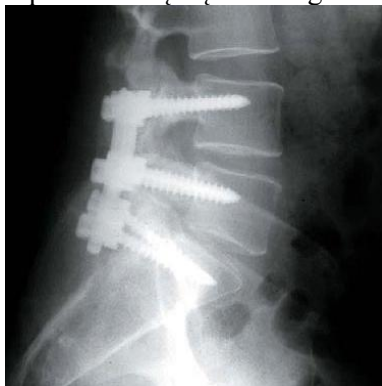
Czopy międzytrzonowe

Bardzo często spotykanym schorzeniem są bóle krzyża. W przypadku niektórych pacjentów wymagane jest leczenie operacyjne polegające na stabilizacji części lędźwiowej kręgosłupa. Spondylodeza międzytrzonowa polega przede wszystkim na odtwarzaniu i utrzymaniu wysokości przestrzeni międzykręgowej, a także na zwiększeniu pojemności kanału kręgowego i kanałów korzeniowych. Bardzo dużą rolę w leczeniu odgrywają więc czopy międzytrzonowe. Wyróżniamy następujące typy czopów: czopy cylindryczne, prostopadłościenne i rotacyjne (prostokątne).

6.6.3. Śruby jako implanty kręgosłupa

Śruby transpedikularne (przeznasadkowe)

Śruba transpedikularna składa się z następujących części: część gwintowana, która jest trwale osadzona w tkance kostnej kręgu o największej gęstości i wytrzymałości; część chwytowo-mocująca (łeb śruby), która umożliwia na połączenie śruby z innym instrumentarium stabilizacyjno-korekcyjnym, jak płytki czy pręty; oraz część pośrednia łącząca łeb z gwintem.



Rys. 6.7 Boczny rentgenogram kręgosłupa lędźwiowego po operacji stabilizacji przeznasadowej w odcinku L4-S1 [267]

Śruby transpedikularne z rozszerzaną końcówką

Po osadzeniu w kości, w celu zwiększenia stabilizacji śruby, stosuje się rozszerzanie jej końca. Zwiększa to wytrzymałość na siłę wyrywającą o 30%, a u pacjentów z osteoporozą nawet o 50 %. Jest to zaledwie niewielki przegląd implantów do leczenia kręgosłupa. Grupa ta nieustannie się powiększa, dając ludziom coraz to nowe i efektywniejsze techniki walki ze schorzeniami głównego rusztowania organizmu.

6.7. Bioniczne protezy kończyny górnej

Pierwszymi ludźmi, u których zastosowano bioniczną protezę kończyny górnej była Claudia Mitchell (2004r.) i Jesse Sullivan (2001r.). Protezę elektroniczną podłącza się do mięśni kierujących ruchami ręki. Działanie oparte jest na zasadzie odbioru impulsów i natężenia napięcia w mięśniach. Końcówki nerwów w ręce pacjenta połączono chirurgicznie z mięśniami znajdującymi się na klatce piersiowej. Gdy pacjent chciał poruszyć sterowaną cyfrowo ręką, impulsy z barku „przechodziły” do tych mięśni. Specjalne czujniki przymocowane do mięśni klatki piersiowej i elektroniczny układ w protezie natychmiast wychwytywały ich natężenie, przekazując sygnał do silniczków, które wprawiały w ruch protezę.



Rys 6.8 Claudia Mitchell i jej bioniczna ręka [268]

Każda z części protezy: łokieć, przegub, bark, kość barkowa i dłoń – ma własny silnik. Gdy użytkownik chce zaciśnąć dłoń, polecenie z mózgu przekazywane nerwami w formie impulsów elektrycznych „biegnie” do mięśni na klatce piersiowej. Te kurczą się, a przymocowane czujniki odbierają ich pole elektryczne, by przesłać je do specjalnego wzmacniacza, a następnie cyfrowego przetwornika sygnałów. Przetwornik interpretuje sygnał i wysyła polecenie, np. do silnika dłoni, który powoduje jej zaciśnięcie. Wszystko trwa ułamek sekundy.

Największym zaskoczeniem dla lekarzy i naukowców był fakt, że Jesse Sullivan zaczął czuć swoją sztuczną bioniczną rękę. Końcówki nerwowe jego ręki musiały znaleźć receptory w mięśniach klatki, bo w momencie kontaktu protezy z jakimś bodźcem Jesse czuł dotyk na klatce. Sztuczną ręką wyczuwał także zmianę temperatury, potrafił nią ocenić giętkość dotykane materiału.

Nie wszystko jest jednak doskonałe. Największa trudność w działaniu bionicznej protezy dotyczy poprawnego zinterpretowania otrzymanych przez przetwornik sygnałów, a w konsekwencji tego, w jakim kierunku ma się obrócić silnik, jak szybko obrócić kończyną i jak mocno zacisnąć dłoń. Trwają prace nad sporządzeniem pełnej mapy ruchów ramienia i ręki, aby przetwornik mógł dokładnie określić, jaki chwyt dłonią zamierza wykonać pacjent – lekki czy silny. Ma mu w tym pomóc specjalne oprogramowanie, które „przygląda się” sygnałom wytwarzanym przez jego mięśnie podczas zaplanowanych działań (i uczy się od nich).

Jednak najważniejsze jest to, jak wielkim ułatwieniem jest zastosowanie bionicznej protezy. Dzięki nim Jesse Sullivan może na razie wykonywać kilka ruchów: zginać je w łokciu, obracać dłońmi na przegubach, zamykać je i otwierać oraz obracać wyprostowane ramiona. Pozwala mu to zdjąć i założyć czapkę, wyjąć przedmioty z kredensu, uchwycić i nacisnąć klamkę, wspinać się na drabinę, malować płot, plewić ogródek, i na inne czynności. Może także przytulić wnuczka.

6.8. Bioniczne protezy kończyny dolnej

Kończyna dolna jest niezwykle złożoną jednostką. Składa się z 31 kości, 33 stawów, ponad 100 mięśni i ścięgien oraz całej sieci naczyń krwionośnych, nerwowych, tkanek miękkich i skóry. Utrata nawet fragmentu kończyny wiąże się z problemami w sprawnym funkcjonowaniu. Odpowiedzią na ten problem są wciąż ulepszane protezy stworzone po to, by jak najlepiej zastępować ludzki organ. Protezy bioniczne są wciąż rozwijającym się tematem. Postęp technologiczny inżynierii biomedycznej sprawił, że nowoczesne protezy są nie tylko stworzone by ułatwić funkcjonowanie niepełnosprawnym osobom, ale także są szansą na uprawianie sportów- amatorsko lub zawodowo. Przede wszystkim jest to możliwe, dzięki kompatybilności protezy z pacjentem, czyli takiego połączenia, które pozwala na sterowanie protezy za pomocą impulsów nerwowych. Jednak istnieje problem, którym jest odpowiednie dobranie interfejsu. W tej chwili stosowany jest interfejs, który został stworzony

w amerykańskim Northwestern University. Jego działanie polega na zbieraniu z pozostałej części kończyny impulsów nerwowych, co w konsekwencji pozwala na naturalne sterowanie protezy. Przykładami nowoczesnych bionicznych protez są takie zastosowania jak: C-leg, Power Knee, a także Proprio Foot.

6.8.1. C-leg

Początki technologii C-leg (computerized leg - skomputeryzowana noga) pochodzą z 1997r. System ten został stworzony i wyprodukowany przez firmę Otto Bock HealthCare GmbH z Duderstadt. Proteza wykorzystuje sterowany mikroprocesorowo układ hydrauliczny, który dynamicznie i w czasie rzeczywistym modyfikuje dane systemowe w zależności od szybkości ruchu. Co 0,02 s system czujników rejestruje zmiany poziomu nacisku, które zostają przesłane do mechanizmu kontroli protezy. Dzięki temu system C-leg pozwala na naturalny, płynny chód (rys. 6.9)

6.8.2. Power Knee

Power Knee to pierwsza na świecie aktywna proteza dla osób, u których dokonano amputacji powyżej kolana (rys. 6.10). To bardzo inteligentny mechanizm kolana, który zastępuje prawdziwą aktywność mięśni w przypadku zginania i prostowania kolana w miarę potrzeb. Podobnie jak w przypadku systemu C-leg, Power Knee opiera się na odbieraniu sensorów pochodzących ze zdrowej części nogi, a następnie na przekazaniu ich do specjalnego elektrycznego mechanizmu, który jest odpowiedzialny za ruchy protezy. Power Knee została stworzona przez Stephane'a Bernard'a i jest obecnie oferowana na rynkach Stanów Zjednoczonych i Europy przez firmę Ossur.

6.8.3. Proprio foot

Kolejnym przykładem systemów firmy Ossur jest Proprio foot (rys. 6.11). Dzięki wyspecjalizowanym czujnikom reagującym nawet na najsubtelniejsze zmiany w ruchu, Proprio foot umożliwia odpowiednie i natychmiastowe reagowanie na zmiany w powierzchni gruntu. Opatentowany mechanizm sztucznej inteligencji Teren™ Logic, jest „mózgiem” urządzenia. Jego zadaniem jest zastąpienie funkcji centralnego układu nerwowego w procesie przetwarzania informacji w przypadku zmian zachodzących wewnątrz i na zewnątrz kończyny.



Rys. 6.9 System C-LEG [67]



Rys. 6.10. System POWER KNEE [26]



Rys. 6.11 System PROPRIO FOOT [26]

6.8.4. Oscar Pistorius

Oscar Pistorius (ur. 22 listopada 1986 w Pretorii) jest południowoafrykańskim niepełnosprawnym biegaczem. Start w wielu paraolimpiadach zakończył z wieloma złotymi medalami. Jest on pierwszą osobą, która zdecydowała się na współzawodniczenie ze sprawnymi zawodnikami. Zastosowano u niego protezy z kompozytu węglowego, które

według niektórych specjalistów dawały mu przewagę nad innymi zawodnikami, poprzez zwiększenie sprężystości odbicia. Przełomowym wyrokiem okazał się werdykt wydany przez Trybunał Arbitrażowy przy Międzynarodowym Komitecie Olimpijskim 16 maja 2008, od którego sądów nie ma odwołania. Werdykt brzmiał: "Biegający na protezach Oscar Pistorius może wystartować w igrzyskach olimpijskich w Pekinie".

Ten młody człowiek jest najlepszym przykładem, że życie z protezą nie musi być uciążliwe, a nawet może być najlepszym początkiem do rozwijania swoich pasji.



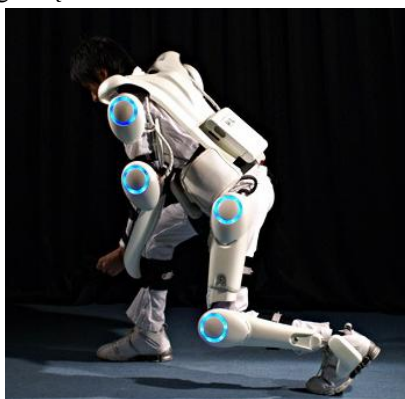
Rys. 6.12 Oscar Pistorius [273]

6.9. Zewnętrzny szkielet

Zastosowanie zewnętrznego szkieletu bionicznego to przede wszystkim pomoc osobom sparaliżowanym, w samodzielnym poruszaniu się pomimo uszkodzenia rdzenia kręgowego. Osoba „ubrana” w taki zewnętrzny pancerz może kierować swoimi ruchami, chodząc jak robot. Ten sam szkielet może być także wykorzystywany przez żołnierzy, nadając im nadludzkie siły w dźwiganiu ogromnych ciężarów, czy zadawaniu mocniejszych ciosów. Powstały dwa modele zewnętrznych szkieletów: HAL, którego twórcą jest japoński inżynier prof. Yoshiyuki Sankaiego z Uniwersytetu Sukuba oraz HULC stworzony przez amerykańską firmę Berkeley Bionics.

6.9.1. HAL

HAL jest szkieletem zewnętrznym - egzoszkieletem. Pomaga on ludziom wykonywać prace, do których wymagana siła, która często przewyższa możliwości normalnego człowieka. Przykładowo człowiek mogący unieść 100 kg, po założeniu HALa jest w stanie podnieść ciężar równy 180 kg. Obecnie HAL jest jednym z najnowocześniejszych rozwiązań zwiększających siłę człowieka na świecie. Dzięki wbudowaniu wielu rodzajów czujników - czujników zmiany kąta położenia, czujników bioelektryczne, czujników nacisku na podłoże oraz innych, jest on w stanie monitorować stan urządzenia i człowieka posługującego się nim.



Rys. 6.13 HAL [275]

Tylna część robota to przede wszystkim zastosowanie napędów, systemów pomiarowych, komputera, bezprzewodowej sieci LAN i zasilanie. Baterie przymocowane w talii sprawiają, że HAL jest kompletnym zrobotyzowanym systemem przystosowanym do użytkowania przez człowieka. Ponadto HAL posiada hybrydowe systemy kontroli, w których skład wchodzi autonomiczny kontroler do regulacji postawy oraz system kontrolujący siłę działającą na podstawie biologicznego sprzężenia zwrotnego i generującego przewidywany sygnał sprzężenia do przodu. Specjalne czujniki przymocowane do skóry na nogach HALa pomagają zebrać takie informacje jak: prędkość i kierunek chodzenia oraz po jakiej nawierzchni użytkownik porusza się. Ich działanie opiera się na odbiorze zmian pola elektrycznego, które są skutkiem wysyłania przez mózg poleceń do mięśni. Interpretując te impulsy komputer jest w stanie podjąć decyzję, które silniki będą potrzebne do wykonania konkretnego zadania.

6.9.2.HULC

HULC (Human Universal Load Carrier) został stworzony przez inżynierów z Berkeley Bionics. Jest on wykonany z tytanu, dzięki czemu pozwala on użytkownikowi nieść ok 100 kilogramowy ciężar bez większego wysiłku. HULC jest szkieletem zewnętrznym przeznaczonym przede wszystkim do celów wojskowych.



Rys. 6.14 HULC [276]

Jego zadaniem jest np. ułatwianie poruszania się żołnierzy w trudnych warunkach i wspomniane wcześniej przenoszenie ciężkich ładunków. Osoba, która nosi ten egzoskielet jest w stanie poruszać się z prędkością dochodzącą nawet do 17 km/h. Kolejną jego zaletą jest obniżenie kosztu metabolicznego przy poruszaniu się. Obsługa HULC'a jest bardzo prosta. Wystarczy stanąć w dwóch sandałach, które są wyposażone w specjalne czujniki ruchu, następnie przypiąć urządzenie do ciała w specjalnych miejscach. Podobnie jak w przypadku HAL'a działania HULC'a opiera się na występowaniu czujników, które mają za zadanie rejestrowanie zmian i przesyłanie sygnału do komputera, by ten mógł zdecydować jaka powinny zadziałać systemy hydrauliczne wewnątrz szkieletu. Jednak HULC ma też wady. Jak na razie największą przeszkodą jest dobranie odpowiedniego zasilania, które będzie w stanie podtrzymać pracę HULCa jak najdłużej. Obecny model jest w stanie tylko pracować przez 30 minut.

6.10. Podsumowanie rozdziału

Rozwój protez bionicznych, mających wspierać osoby z niepełnosprawnością i działających w połączeniu z ich tkanką nerwową, jest coraz szybszy. Badania nad bionicznymi protezami zrodziły się z potrzeby pomocy wielu ofiarom wypadków, ale zastępowanie części ciała urządzeniami, które naśladują ich

naturalne funkcjonowanie, jest wciąż na etapie początkowym. Niektórzy nie wróżą bionice powodzenia, uważając, że przeszczepy biologiczne kończyn (a nawet biologiczne ich hodowanie) mają większe szanse powodzenia.

Protezy bioniczne oparte na elektronice to skomplikowane urządzenia. Im więcej mają mechanizmów, tym są cięższe i droższe. Cena najprostszych zaczyna się od kilkudziesięciu tysięcy dolarów. Niezwykle drogi jest także serwis, a nie są to urządzenia bezawaryjne. Zmieniające się wymiary i właściwości organizmu właściciela protezy (masa mięśniowa, wzrost itp.) stanowią dodatkowy problem.

Zwolennicy bionicznych protez są jednak optymistami. Uważają, że dzisiejsze problemy zaczną znikać, ceny protez spadną i staną się one bardziej niezawodne, kiedy zwiększy się rynek i wejdą do masowej produkcji. Wtedy pojawią się także niezależne serwisy. Wierzą, że dojdzie do tego szybciej, niż do powstania technologii wytwarzania biologicznych kończyn. Pojawia się więc pytanie, czy rozwój tej technologii nie niesie za sobą zagrożeń natury moralnej? Czy w przyszłości mogą powstać nowe generacje ludzi obdarzonych ponadnaturalnymi zdolnościami? Jakie miejsce zajmą w świecie hybrydy ludzi i robotów?

7. Zastosowanie biomateriałów w medycynie ze szczególnym uwzględnieniem kardiochirurgii i chirurgii naczyniowej

7.1. Wstęp

Każda substancja, tworzywo z których produkuje się urządzenia mające bezpośredni kontakt z tkankami żywego organizmu może zostać nazwana biomateriałem. Jednakże każdy z materiałów medycznych musi spełniać określone wymagania i posiadać odpowiednie właściwości fizyczne, chemiczne, mechaniczne, a także biologiczne. Powinien on być biozgodny (nie może wywoływać reakcji toksycznych, alergicznych, immunologicznych i kancerogennych) i biofunkcyjny (możliwość przejmowania częściowo lub w całości funkcji tkanek, narządów). Inne właściwości zależą od miejsca zastosowania i przeznaczenia danego biomateriału. Początkowo materiały dobierane były w sposób przypadkowy. Zostały one nazwane biomateriałami pierwszej generacji, można do nich zaliczyć np. drewno, stal, kość słoniową czy złoto. Biomateriały drugiej generacji powstawały na zasadzie szczegółowych badań prowadzonych przy współpracy inżynierów z lekarzami np. różnego rodzaju stopy tytanu, chromu, kobaltu, molibdenu, bioceramika. Następnie projektowano materiały w celu uzyskania konkretnej reakcji komórkowej, rozwinęła się nauka bioinżynierii materiałów. Powstała sztuczna skóra (integra), a także resorbowalny cement kostny – materiały trzeciej generacji. Do biomateriałów najnowszej generacji należą narządy hybrydowe, biosensory, różnego rodzaju nanotechnologie.

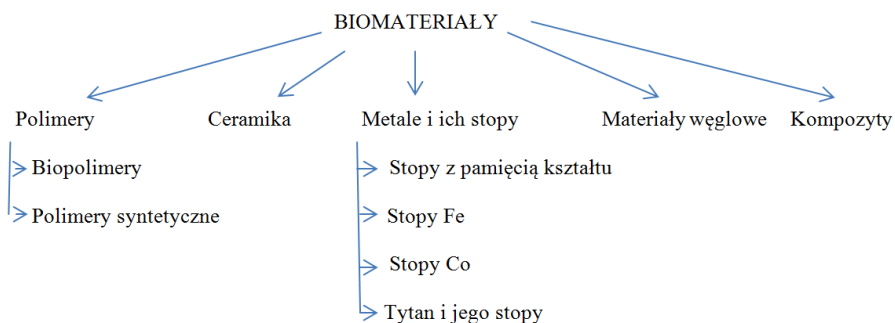
Istnieje wiele kryteriów podziału materiałów medycznych, jednym z nich jest podział kliniczny, który rozróżnia biomateriały z przeznaczeniem na:

- implanty mechaniczne,
- implanty przeznaczone do kontaktu z krwią,
- nośniki leków,
- materiały do zespалania tkanek,
- materiały do leczenia ubytków tkanek,

¹ Koło Naukowe Inżynierii Biomedycznej przy Instytucie Technologicznych Systemów Informatycznych, Politechnika Lubelska

² Instytut Technologicznych Systemów Informatycznych, Politechnika Lubelska

- sprzęt rehabilitacyjny,
- sztuczne narządy,
- podłoża dla inżynierii tkankowej i terapii genowej, materiały dla medycyny regeneracyjnej.

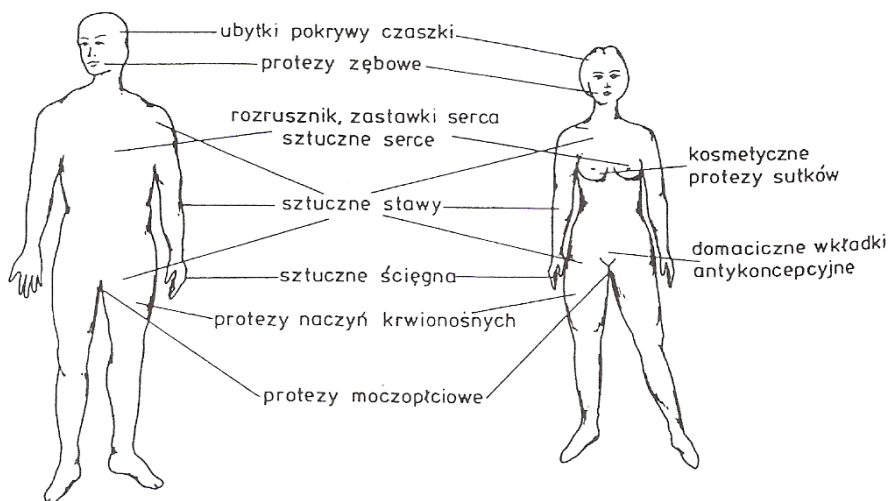


Równie ważnym i przydatnym podziałem okazuje się podział biomateriałów na poszczególne grupy: metalowe, kompozytowe, ceramiczne, polimerowe i węglowe, charakteryzujące się odmienną strukturą i właściwościami. Różnorodność właściwości biomateriałów pozwala na odpowiednie dobranie tworzywa do oczekiwanego przeznaczenia. Biorąc pod uwagę zachowanie danego biomateriału w organizmie żywym wyszczególniono:

- materiały aktywne, czyli takie, które dobrze wiążą się z otaczającą tkanką, a także wspomagają rozwój nowego organu,
- materiały obojętne, nie wywierają znaczącego wpływu na procesy przebiegające w organizmie,
- materiały resorbowalne – ulegają one rozpuszczeniu w tkance, z czasem zanikają, przy czym nie powodują jej uszkodzenia, czy patologicznych zmian.

Wzrost zapotrzebowania na biomateriały kardiochirurgiczne rośnie, gdyż zwiększa się ilość zachorowań na choroby cywilizacyjne np. miażdżyca i inne układu krwionośnego. Muszą być one nie tylko funkcjonalne i spełniać wymagania stawiane biomateriałom, ale także stosunkowo niedrogie, aby mogły być powszechnie dostępne dla wszystkich chorych. W kardiochirurgii, a także w chirurgii naczyń stosuje się zarówno materiały pochodzenia naturalnego jak i syntetycznego. Wspomagają lub zastępują pracę naczyń, bądź serca, w zależności od danego schorzenia. Do urządzeń stosowanych w kardiochirurgii

należą: protezy naczyniowe, stenty (podtrzymują światło naczynia), by-passy, stymulatory serca, narzędzia chirurgiczne (stosowane w chirurgii klasycznej) oraz narzędzia kardiologii inwazyjnej (operujące poprzez naczynia).



Rys. 7.1. Przykładowe zastosowanie biomateriałów jako implanty w ludzkim organizmie [8]

Implanty stosowane w kardiochirurgii powinny posiadać odpowiednie właściwości w zależności od ich przeznaczenia. Protezy naczyniowe powinny posiadać dobrą przyczepność, powinny być odporne na wszelkiego rodzaju zużycia, również na zginanie, muszą utrzymywać drożność, biogodność i odporność na zakażenia. Materiały na stenty muszą być odporne na działanie różnych ciśnień, posiadać stabilność wymiarową, wysoką odporność na rozciąganie. Nie mogą powodować trombogeniczności. Sztuczne zastawki serca powinny posiadać wysokie właściwości hemodynamiczne i atrombogenne, ale także muszą wykazywać się trwałością i dużą wytrzymałością. Wszystkie z nich powinny być biogodne i łatwo dostępne. Dodatkową zaletą mogą okazać się niskie koszty produkcji.

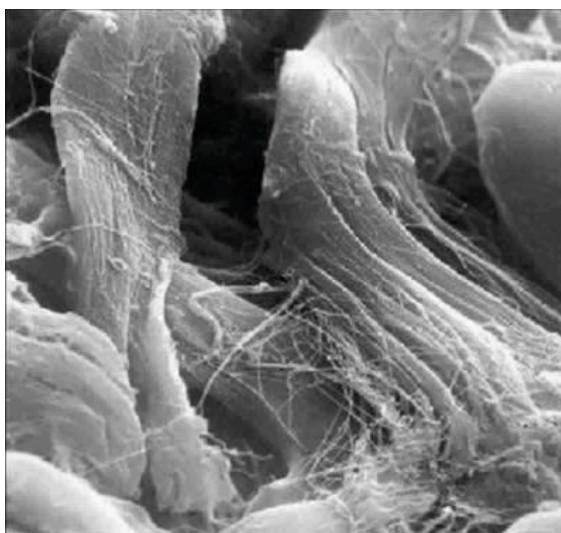
7.1. Charakterystyka biomateriałów stosowanych w kardiochirurgii – polimery

Polimery są to substancje składające się z wielu powtarzających się elementów – merów. Zanim dany polimer zostanie użyty jako biomateriał przechodzi szereg badań medycznych i laboratoryjnych. Głównie sprawdza się

czy dane tworzywo jest odporne na działanie różnych czynników chemicznych i czy ma odpowiednio wysokie właściwości mechaniczne (wytrzymałościowe, zmęczeniowe itp.). O własnościach biopolimerów decyduje ich budowa strukturalna. Różne rodzaje polimerów, a co za tym idzie odmienne ich właściwości i zastosowanie można uzyskać poprzez odpowiednie mechanizmy umacniania polimerów. Należą do nich krystalizacja (sztywność, duża wytrzymałość na rozciąganie), usztywnianie łańcuchów i sieciowanie. Polimery można podzielić na naturalne i syntetyczne. Obie grupy mają zastosowanie w kardiochirurgii i chirurgii naczyń. Biopolimery występują naturalnie w organizmach żywych lub są przez nie produkowane. Można zaliczyć do nich białka (kolagen, jedwab, fibrynogen) i wielocukry (chityna, celuloza). Polimery syntetyczne są w całości otrzymywane ze związków chemicznych o małej masie cząsteczkowej i nie występują w stanie naturalnym w przyrodzie. Należą do nich polimery niedegradowalne (wykazują bardzo dużą odporność na działanie środowiska biologicznie czynnego), a także polimery bioresorbowalne i biodegradowalne. Polimery odgrywają znaczącą rolę w kardiochirurgii i chirurgii naczyniowej, gdyż bardzo duża część elementów stosowanych na tego typu implanty jest wykonana właśnie z polimerów (protezy naczyniowe wytwarza się z poliestrów (np. PET) lub PTFE; elementy sztucznych zastawek serca wykonuje się m.in. kauczuku silikonowego; komorę sztucznego serca wykonuje się z poliwęglanów, politetrafluoroetyleny lub kauczuku silikonowego; powierzchnię zewnętrzną komory pokrywa się tkaninami z PET lub PUR, natomiast powierzchnię wewnętrzną — PUR).

Biopolimery

Kolagen to podstawowe białko włókniste tkanki łącznej nadające strukturę tkankom. Jest on głównym składnikiem skóry, ścięgien, chrząstek, kości, zębów, naczyń krwionośnych i błon wewnątrzustrojowych. Implantacja kolagenu może spowodować reakcje immunologiczne w organizmie, co może doprowadzić do odrzucenia wszczepu. W celu uniknięcia takiej sytuacji stosuje się enzymatyczne trawienie, aby zmniejszyć jego agresywność. Zwiększenie wytrzymałości kolagenu na rozciąganie można uzyskać w procesie garbowania. Zabiegiem, który w ostateczny sposób przygotowuje kolagen do implantacji jest sterylizacja.

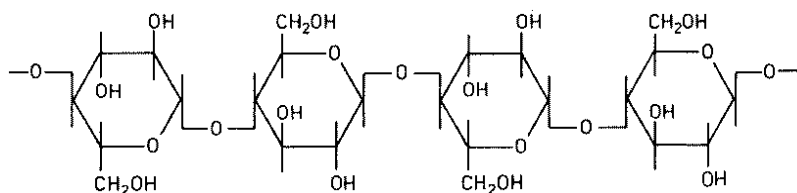


Rys. 7.2. Włókno kolagenu ludzkiego [9]

Kolagen znalazł szerokie zastosowanie w medycynie wszędzie tam gdzie potrzebne są elementy o wysokich właściwościach elastycznych i dużej wytrzymałości na rozciąganie. W chirurgii stosuje się go do produkcji nici chirurgicznych (np. catgut – wchłanialna nić chirurgiczna). W kardiochirurgii używany jest do pokrywania sztucznego lewego przedsionka serca. Natomiast w chirurgii naczyniowej znalazł zastosowanie w uszczelnianiu protez z polimerów syntetycznych (dla zmniejszenia trombogenności z ładunkiem ujemnym lub heparyną).

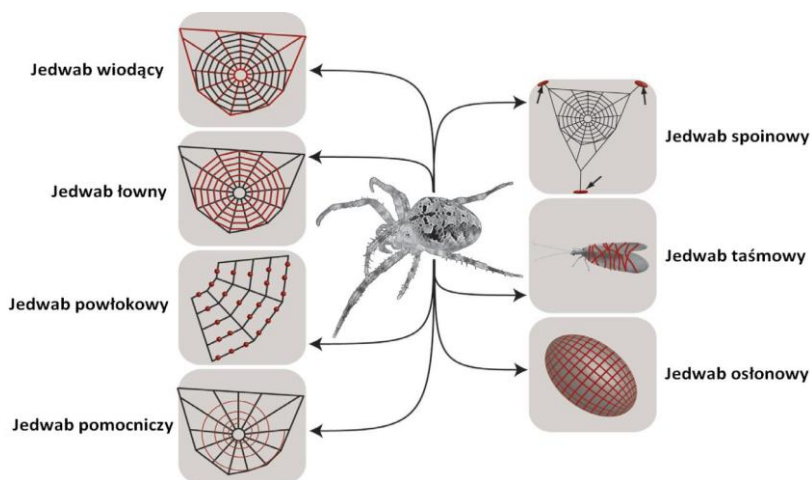
Fibrynogeny to białka osocza krwi wytwarzane w wątrobie. Ich zaletą jest nietoksyczność i niewielka agresywność. Wykorzystuje się go do produkcji klejów fibrynowych służących do hamowania krwawienia z protez naczyniowych i zespołów naczyniowych.

Celuloza inaczej nazywana błonnikiem. Jest to biała, pozbawiona smaku i zapachu, nierozpuszczalna w wodzie substancja. Jej trawienie umożliwia grupa enzymów zwanych celulazami. Jako biopolimer wykorzystuje się ją do produkcji nici lnianych do zespawania tkanek oraz membran do urządzeń działających z krwią, ponieważ nie uszkadza krwi i ma właściwości zakrzepoodporne. Wykonane z niej materiały nakłada się na krwawiące miejsca, gdyż działają one przeciwkrwotocznie tworząc sztuczne skrzepy.



Rys. 7.3. Wzór chemiczny celulozy [9]

Jedwab jest włóknem pochodzenia zwierzęcego, produkowanym w gruczołach przednich gąsienic jedwabnika. Włókna jedwabne stosuje się jako materiał do zespawania tkanek. Nowością w świecie nauki i szansą na uzyskanie nowego biomateriału, o bardzo korzystnych właściwościach stał się **inżynierowany jedwab pajęczy**. Szczególne właściwości nici pajęczej wytrzymałość, rozciągliwość, energia pęknięcia, biokompatybilność oraz biodegradowalność sprawiają, że wzrasta rozwój technologii opartych na białkach jedwabiu pajęczego. Jedwab pajęczy ma większą wytrzymałość niż stal, a przy tym jest bardziej rozciągliwy niż nylon. Może pochłonąć on ogromną ilość energii i nie pękać. Wykazuje również wysoką odporność na rozdarcia.



Rys. 7.4. Rodzaje jedwabiu produkowanego przez pająki [45]

W medycynie mogłby znaleźć zastosowanie w produkcji nietoksycznych nici chirurgicznych, które nie zużywałyby się przy częstym rozciąganiu, byłyby odporne na uderzenia i wysokie ciśnienie, a z czasem ulegałyby degradacji, do wytwarzania rozciągliwych bandażów lub opatrunków na rany. Ze względu na

trudności w pozyskiwaniu nici pajęczych w sposób naturalny (pająków nie da się hodować w grupie, gdyż wzajemnie się zjadają) powstała strategia oparta na konstruowaniu sztucznych białek jedwabiu, których sekwencje oparte są na motywach konsensusowych białek naturalnych. Polimery uzyskiwane z inżynierowanego jedwabiu pajęczego mogą być formowane w nici (włókna), hydrożele, filmy, rusztowania, mikrokapsułki, rusztowania, mikro- i nanosfery oraz kompleksy jedwab/DNA. Trwają również badania nad nadaniem jedwabiowi pajęczemu funkcji dzięki strategii białek hybrydowych. Zatem materiał może spełniać określoną rolę nadaną mu poprzez dołączoną metodami inżynierii genetycznej domenę funkcyjną. W ten sposób może powstać inteligentny biomateriał, zmieniający swoje właściwości w kontrolowany sposób w odpowiedzi na bodźce pochodzące z otoczenia.

Tab.7.1 Porównanie właściwości mechanicznych niektórych nici jedwabnych z innymi materiałami [45]

Materiał	Wytrzymałość (napężenie występujące w materiale przed zerwaniem) (GPa)	Rozciągliwość (%)	Wiążkość (energia pochłaniana zanim nastąpi przerwanie ciągłości materiału) (104 J/kg)
Jedwab wiodący	4	35	40
Jedwab pomocniczy	1	5	3
Jedwab łowny	1	>200	40
Jedwab osłonowy	1	20	10
Jedwab taśmowy	0,7	80	600 000
Kevlar	4	5	3
Guma	0,001	600	8
Ściągno	0,001	5	0,5

Chityna jest organicznym związkiem z którego zbudowane są szkielety stawonogów. Do celów medycznych wyodrębnia się ją ze skorupki kryla. Ma zastosowanie w leczeniu ran oparzeniowych, a także w uszczelnianiu syntetycznych protez naczyniowych.

W chirurgii rekonstrukcyjnej i transplantologii stosuje się również różnego rodzaju wszczepy, posiadające specyficzne właściwości mechaniczne i strukturę. Poza skórą, kością, chrząstką i ścięgnami należą także do nich naczynia krwionośne. Materiały te można podzielić ze względu na różne pochodzenie na:

- autogeniczne (pochodzące od tego samego osobnika),
- ksenogeniczne (pochodzące od osobnika innego gatunku),
- alogeniczne (pochodzące od osobnika tego samego gatunku),
- synergiczne (pochodzące od osobnika o identycznym genotypie).

Polimery syntetyczne niedegradowalne

Polimery takie wykazują wysoką odporność na działanie środowiska biologicznie czynnego. Pomimo to nie wszystkie z nich są odporne na działanie tego typu środowisk, dlatego też z czasem elementy wykonane z polimerów niedegradowalnych ulegają w różnym stopniu degradacji podczas kontaktu z tkanką.

Silikony są polimerami zbudowanymi z naprzemiennie ułożonymi atomami krzemu i tlenu, do atomów krzemu przyłączone są grupy organiczne. Są niepalne, trwałe, mają dobre właściwości elektroizolacyjne i smarne, są odporne termicznie i chemicznie, dlatego też używa się ich do produkcji drenów. Natomiast żywice silikonowe służą do pokrywania protez naczyniowych, nici chirurgicznych i protezy opony twardej.

Politetrafluoroetylen to termoplast o postaci białego proszku, powstały po polimeryzacji tetrafluoroetyleny o budowie liniowej. Wykazuje odporność na działanie wysokich i niskich temperatur, a także na wiele odczynników chemicznych. Jednocześnie posiada wysoką wytrzymałość mechaniczną i sprężystość. Posiada doskonałe własności elektryczne i ślizgowe, nie ulega biodegradacji nawet przy wystąpieniu infekcji. Dodatkową zaletą jest brak trudności w jego obróbce. W kardiochirurgii używa się go do produkcji nici chirurgicznych i protez naczyniowych.

Poliuretany polimery, które powstają w wyniku addycyjnej polimeryzacji, wielofunkcyjnych izocyjanianów do amin i alkoholi. W ich głównym łańcuchu występuje ugrupowanie uretanowe [-O-CO-NH-]. Wykorzystuje się je do produkcji cewników i balonów wewnątrz aortalnych, do protezowania ubytków tkanek, do tworzenia elementów sztucznego serca, a także protez naczyniowych.

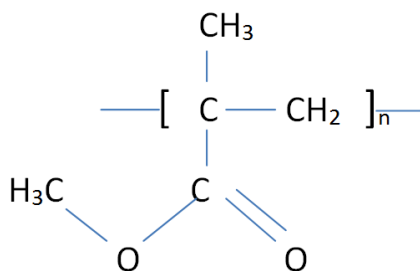


Rysunek 7.5 Poliuretanowy dren [112]

Polietylen to materiał woskowaty, o dużej giętkości, przezroczysty, a także termoplastyczny. Niestety swoją elastyczność traci pod wpływem wilgoci i światła słonecznego. Jest on odporny na biodegradację. W medycynie (również w kardiochirurgii) stosowany do produkcji sprzętu jednorazowego użytku.

Politereftalan etylu pochodzi z grupy poliestrów, otrzymuje się go na drodze polikondensacji tereftalanu dimetylowego i glikolu etylenowego. Stosuje się go do wyrobu nici chirurgicznych, protez naczyniowych oraz siatek chirurgicznych.

Polimetakrylan metylu to przezroczyste tworzywo termoplastyczne odporne na działanie ultrafioletu, dzięki temu materiał nie żółknie. Jest on odporny na biodegradację i nie wykazuje trudności w obróbce. Najczęściej stosuje się go jako materiał do budowy elementów obudowy różnego rodzaju urządzeń, testerów protez i pomp serca. Dawniej wykonywano z niego komory sztucznego serca.



Wzór chemiczny polimetakrylanu metylu [9]

Poliamidy, polipropylen, polikwas glikolowy wykorzystuje się przede wszystkim do produkcji nici chirurgicznych.

Polimery syntetyczne biodegradowalne i bioresorbowalne

Polimery biodegradowalne (np. poliaktyd, polihydroksymaślan, poliglikolid) to tworzywa powstałe w procesie polimeryzacji mające zdolność do rozkładu biologicznego na produkty, które nie muszą występować naturalnie w organizmie, ale są dla niego nie szkodliwe. Degradacja implantu wykonanego z takich polimerów powinna przebiegać w sposób kontrolowany. Polimery bioresorbowalne, podobnie jak biodegradowalne mają zdolność rozkładu biologicznego, ale na produkty, które występują naturalnie w organizmie. Nie mogą być one również szkodliwe dla organizmu. Z biegiem czasu właściwości polimerów tego typu ulegają zmianie, dlatego nie są one stosowane do wykonywania implantów długotrwałych. Stosowane są przede wszystkim jako nici chirurgiczne, ale znajdują zastosowanie również w chirurgii naczyniowej.

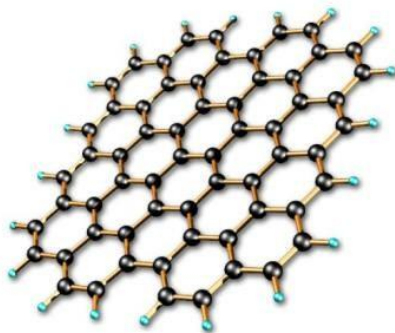
7.2. Charakterystyka biomateriałów stosowanych w kardiochirurgii – materiały węglowe

Bardzo dobrze rokującym biomateriałem okazuje się być węgiel, który jest nie tylko pierwiastkiem stanowiącym życie na Ziemi, ale również materiałem znajdującym co raz nowocześniejsze zastosowania we współczesnej medycynie. Ten niemetaliczny pierwiastek chemiczny o czterech elektronach walencyjnych występuje w kilku odmianach alotropowych, a każda z nich ma charakterystyczne dla siebie właściwości. W ich skład wchodzi grafit, diament, fulleren, lonsdaleit i nie dawno odkryty grafen. Ponieważ węgiel jest budulcem wszystkich organizmów żywych jest on kompatybilny. Węgiel posiada również zdolność tworzenia nanostruktur, które stosuje się do budowy np. nanomaszyn.

Dla celów medycznych bardzo przydatną postacią węgla okazuje się być węgiel aktywny, który ma szeroko rozbudowaną sieć porów o złożonej architekturze. Tworzy strukturę nisko krystaliczną. Stosowany głównie do detoksykacji organizmu ze względu na swoje dobre właściwości sorpcyjne. W różnych formach węgiel wykorzystywany jest do wytwarzania nici chirurgicznych, tkanin i plecionek (muszą być one pokryte kolagenem w celu uniknięcia uszkodzenia włókna). Włókna węglowe otrzymywane w niskiej temperaturze są amorficzne i wykazują dobrą biozgodność. Jeżeli są wysokokarbonizowane nie wykazują biozgodności i mają strukturę krystaliczną. Natomiast włókna węglowe, które są niskokarbonizowane mogą stanowić

podłoże do wzrostu tkanki łącznej. Choć włókna węglowe są odporne na działanie środowiska biologicznego, to wykazują oddziaływania kancerogenne. W temperaturze fizjologicznej, węgiel szklisty i pirolityczny jest odporny na działanie zasad i procesy utleniania, przez co wykorzystuje się go do budowy zastawek mechanicznych. Węgiel pirolityczny jest twardy i wytrzymały, ale także charakteryzuje się atrombogennością (nie sprzyja tworzeniu się skrzepów), co powoduje, że używa się go do produkcji różnego rodzaju implantów stosowanych w kardiologii. Do łączenia naczyń można wykorzystać rurki węglowe, gdyż wykazują wysoką wytrzymałość na rozciąganie. Węgiel może być wytwarzany w postaci warstw, powłok i cienkich filmów przy użyciu metod fizyko – chemicznych. Węgiel w postaci powłok ma wysokie wykorzystanie w medycynie, ponieważ pokrywa się nim prawie wszystkie grupy materiałowe tj. metale, ceramikę, stopy, materiały nieorganiczne. Prowadzone są również badania nad pokryciem nanokrystalicznym diamentem implantów ze stali Cr-Ni-Mo, (protez, śrub, pierścieni zastawek itp.) w celu osiągnięcia przez nie większej biotolerancji i odporności na korozję.

Grafen, materiał zbudowany z pojedynczej warstwy atomów węgla tworzących połączone sześciocząłkowe pierścienie, przypominające swym kształtem plastry miodu. Formę grafenu można określić jako dwuwymiarową. W 2010r. naukowcy Andrej Geim i Konstantin Novoselov otrzymali Nagrodę Nobla za badania nad tym niezwykłym materiałem.



Rys. 7.6 Model struktury grafenu [278]

Grafen jest sto razy bardziej twardy niż stal, a przy tym zachowuje wysoką elastyczność. Jest prawie przezroczysty i świetnie przewodzi ciepło, a także prąd. Ponieważ ma właściwości bakteriobójcze można by było używać go do pakowania żywności, a także do wytwarzania bandażu, gdyż nie tylko

hamowałby przepływ krwi, ale także oczyszczałby ją z np. wirusów i innych drobnoustrojów. Grafen należy do jednych z najbardziej kosztownych materiałów na Ziemi. Dzięki polskim naukowcom z Uniwersytetu Warszawskiego, którzy opatentowali metodę przemysłowej produkcji grafenu przy utrzymaniu możliwie wysokiej jego jakości, jego wytwarzanie może być tańsze niż dotychczas. Badania nad wykorzystaniem właściwości grafenu w wielu dziedzinach medycyny trwają m.in. naukowcy z Uniwersytetu Śląskiego poszukują możliwości wykorzystania grafenu do likwidacji nadmiaru cholesterolu z tkanek żywych. Przeprowadzono symulację i zauważono, że umieszczenie klastra cholesterolu w pobliżu powłoki grafenowej powoduje przemieszczenie się cholesterolu z powierzchni białka na grafen. Grafen często uważany jest za materiał przyszłości.

Tab.7.2 Porównanie przewodności cieplnej i modułu Young'a grafenu z typowymi materiałami półprzewodnikowymi [278]

Materiał	Przewodność cieplna W/cm·K	Moduł Young'a 10⁹ Pa
Grafen	~50	1500
Nanorurki węglowe	~35	~1000
Diamant	10~22	1050~1200
Si	1,4	131
Ge	0,6	103
SiC	4,1	450

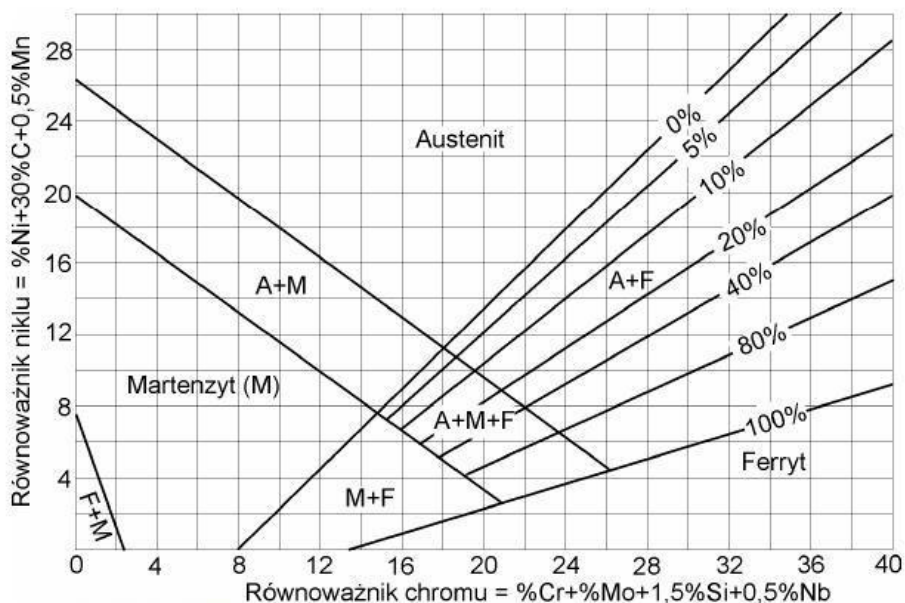
7.3. Charakterystyka biomateriałów stosowanych w kardiochirurgii – metale i ich stopy

Każdy metal i jego stop będący przeznaczony do wykorzystania w celach implantologii musi charakteryzować się odpowiednimi własnościami mechanicznymi zgodnymi z przeznaczeniem danego implantu, biogodnością, brakiem wywoływania reakcji alergicznych, wysoką odpornością na korozję, brakiem tendencji do tworzenia zakrzepów, odpowiednimi własnościami elektrycznymi i magnetycznymi, a także dobrą jakością metalurgiczną, jednorodnością i stosunkowo niskimi kosztami przy zachowaniu odpowiedniej jakości. Biomateriały metaliczne można podzielić na: stale austenityczne, tytan i jego stopy, stale na osnowie kobaltu oraz stopy z pamięcią kształtu. Materiały

metaliczne znajdują zastosowanie w wielu kierunkach medycyny, także w kardiochirurgii i kardiologii naczyniowej. Wytwarza się z nich zastawki, stenty, by-passy, rozruszniki serca oraz narzędzia takie jak w tradycyjnej chirurgii.

Stale austenityczne

Jest to grupa stali odpornych na korozję. Zawierają chrom ($>13\%$, zapewnia odporność korozyjną, jednak w stalach przeznaczonych na implanty stosuje się go w zakresie od 17% do 20%), nikiel (zapobiega rozrostowi ziaren, w stalach na implanty jego zawartość od 8% do 14%) i molibden. Wraz ze wzrostem zawartości chromu i molibdenu odporność na korozję rośnie. Dla uzyskania dobrych właściwości technologicznych musi występować struktura drobnoziarnista.



Rys. 7.7. Wykres Schafflera uwzględniający równoważnik chromu i niklu [88]

Stale austenityczne wymagają przesycania w celu umocnienia struktury, a także aby zapobiec powstaniu ferrytu oraz fazy sigma. Stale austenityczne nie są hartowalne i mają wysoką zdolność do wydłużenia. Wynika z tego bardzo dobra zdolność do przeróbki plastycznej na zimno. Wykazują ciągliwość w niskich temperaturach. Można je stosować w urządzeniach pracujących w bardzo niskich temperaturach (nawet do -269°C). Popularnymi stopami stali

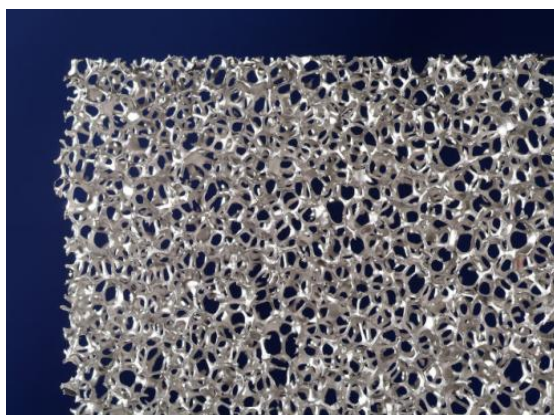
austenitycznych stosowanych w medycynie są stopy typu 316L. Występują też inne gatunki stopów np. grupa stali TRIP (mają one wyższą odporność na korozję niż stale 316L), stal Biodur (lepsze własności od stali 316L, większa odporność na korozję przy niższej zawartości niklu).

Tytan i jego stopy

Najbardziej rozpowszechniony materiał służący do budowy implantów medycznych. Ma bardzo małą gęstość (1,5 razy mniejszą od żelaza), która sprawia, że elementy z niego wykonane są lekkie. Wykazuje wysoką odporność na korozję (wzrową, międzykrystaliczną i naprężeniową), dzięki warstewce tlenowej, która tworzy się na jego powierzchni. Jest również odporny na działanie chloru, jego tlenków i wody morskiej. W medycynie znalazł zastosowanie również dzięki swojej wysokiej wytrzymałości mechanicznej stosunkowo do ciężaru. Ze względu na to, że tytan nie jest ferromagnetykiem, pacjenci z implantami tytanowymi mogą być poddawani badaniu za pomocą rezonansu magnetycznego. Jest odporny na pękanie, zmęczenie oraz inne uszkodzenia mechaniczne. Wykazuje łatwość w obróbce i spawaniu. Jest biokompatybilny przyspiesza procesy gojenia się ran.

Tab. 7.3 Własności mechaniczne stopów tytanu stosowanych na implanty [88]

Stop	Moduł sprężystości E [GPa]	Wytrzymałość na rozciąganie Rm [MPa]	Granica plastyczności Rp0,2 [MPa]	Wytrzymałość zmęczeniowa Rz [MPa] dla 107 cykli
Ti	105	785	692	430
Ti-6Al-4V	110÷114	960÷970	850÷900	620÷725
Ti-6Al-4V ELI	101÷110	860÷965	795÷875	598÷816
Ti-6Al-7Nb	105	1024	921	500÷600
Ti-5Al-2,5Fe	110	1033	914	580
Ti-13Nb-13Zr	79	1030	900	500

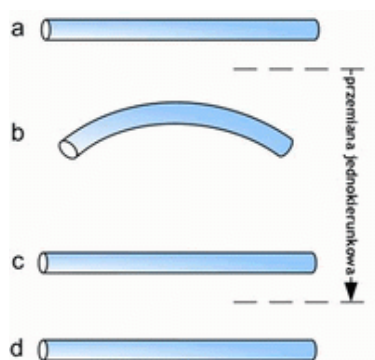


Rys. 7.8. Spieniony tytan [88]

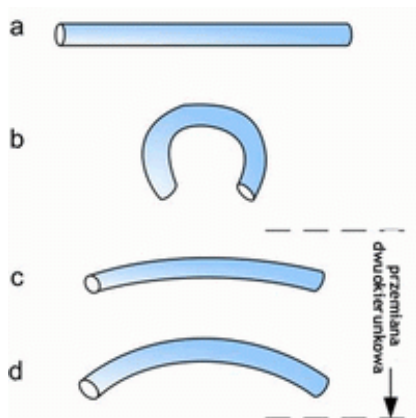
Występuje w dwóch odmianach alotropowych: α - sieć heksagonalna i β -sieć regularna. Głównymi składnikami stopowymi tytanu są aluminium, molibden, cyna, mangan, żelazo i chrom. Stopy tytanu w zależności od ich składu mogą mieć strukturę: jednofazową α , wtedy nie wykazują zbyt dobrej plastyczności, jednofazową β , wtedy mają dobrą plastyczność, ale niższą wytrzymałość (stopów tych nie wykorzystuje się) i mieszaną $\alpha+\beta$, mają wyższą wytrzymałość od stopów jednofazowych i są wystarczająco plastyczne. W kardiochirurgii tytan stosuje się do wytwarzania elementów konstrukcyjnych protez i narzędzi chirurgicznych (ze względu na odporność na ścieranie i dużą wytrzymałość). Dodatkową zaletą są niskie koszty produkcji implantów i narzędzi medycznych przy zachowaniu wysokiej jakości.

Stopy z pamięcią kształtu

Stopy te zaliczane są do inteligentnych. Ulegają termosprężystej przemianie martenzytycznej, która jest odwracalna. W medycynie stosowane są zazwyczaj stopy tytanowo – niklowe np. Nitinol, ze względu na swoje właściwości mechaniczne i antykorozyjne, a także nietoksyczność i tolerancję biologiczną. Nitinol jest paramagnetykiem i ma niską podatność magnetyczną. W porównaniu do innych metali i stopów wykazuje niską przewodność cieplną i silnie absorbuje promieniowanie rentgenowskie. Nitinol ma bardzo podobne właściwości do tkanek żywych (jeżeli chodzi o odkształcenia sprężyste).



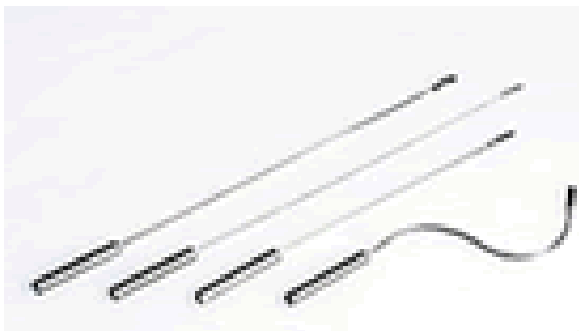
Rys. 7.9. Przemiana jednokierunkowa materiałów z pamięcią kształtu



Rys. 7.10. Przemiana dwukierunkowa materiałów z pamięcią kształtu [70]

Można go zgiąć ok. 10 razy bardziej niż stal nierdzewną. W wysokich temperaturach jest odporny na utlenianie. Jest trudno spawalny. Ze względu na zawartość niklu mogą pojawiać się obawy w stosowaniu go w kontaktach z tkanką żywą, gdyż nikiel jest rakotwórczy i powoduje reakcje alergiczne. Jednak jeśli stop jest dobrze polerowany i pasywuje się tworząc szczelną warstewkę dwutlenku tytanu, nie zagraża zdrowiu człowieka. W kardiochirurgii stopy z pamięcią kształtu stosuje się do produkcji przewodników balonów wewnątrzaoortalnych, a także stentów naczyniowych. Pewnym problemem konstrukcyjnym jest dostosowanie temperatury przemiany fazowej do temperatury ciała człowieka. Dlatego też implant wykazujący zdolność pamięci kształtu wprowadza się do ciała pacjenta w stanie austenitycznym. Dopiero później dostarcza się ciepło potrzebne do przemiany martenzytycznej (albo

z zewnątrz albo z ciała człowieka). Z materiałów tych produkuje się filtry skrzepów krwi. Taki filtr wprowadza się do żyły głównej, a jego zadaniem jest pewnego rodzaju wychwytywanie skrzepów krwi powstałych w wyniku urazu. Filtry mają różne kształty i są wykonane z drutu Ni-Ti. Taki filtr o zadanym kształcie hartuje się w wodzie z lodem i prostuje. W takiej postaci jest wprowadzany do żyły za pomocą cewnika. W temperaturze ciała człowieka zachodzi przemiana i materiał powraca do swojego pierwotnego kształtu. Oczka filtru mają średnicę ok. 2 mm. Pozwala to na skuteczne wychwytywanie ewentualnych skrzepów. Materiały z pamięcią kształtu znalazły zastosowanie w budowie mięśni sztucznego serca. Jest to proteza wykonana z drutu Ni-Ti oplatająca komorę sztucznego serca. Cykliczny skurcz serca wytwarzany jest pod wpływem impulsów ciepła prądu elektrycznego.



Rys. 7.11 Sonda wieńcowa [70]

Stopy na ośniewie kobaltu

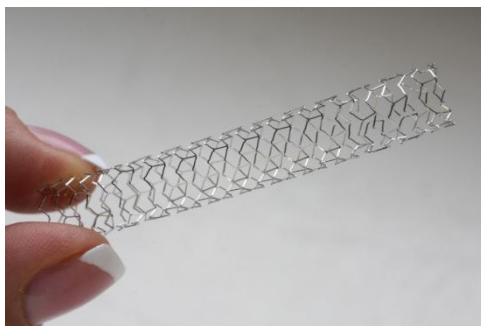
Na ich powierzchni występuje warstewka pasywna co warunkuje biotolerancję i dobre właściwości mechaniczne. Pierwiastkami wchodzącymi w skład stopów kobaltu są: węgiel (0,35%), mangan (max. 1%), krzem (max 1%), chrom (26-30%), nikiel (max. 2,5%), żelazo (max. 1%), molibden (2-7%). W sumie zawartość minimalna kobaltu, niklu i chromu powinna wynosić 85%. Stopy kobaltu wykazują niskie przewodnictwo cieplne, wysoki moduł sprężystości, krótki czas chłodzenia po odlaniu, a także wyższą odporność na korozję niż stale austenityczne. Głównie stosowane są w stomatologii do budowy mostów, koron, protez. W zależności od technologii i warunków wytwarzania można je podzielić na odlewnicze i przerabiane plastycznie.

7.4. Charakterystyka biomateriałów stosowanych w kardiologii – bioceramika

Bioceramika to grupa materiałów nieorganicznych wytwarzanych w procesach wysokotemperaturowych. Charakteryzuje się porowatą strukturą, która zabezpiecza trwałe połączenie implantów z tkankami i umożliwia wzrost tkanek. W środowisku tkankowym jest odporna na korozję i wykazuje wysoką biointerność. Można poddać ją sterylizacji bez narażenia na zmiany właściwości materiału. Dzięki wysokiej wytrzymałości i niskiej ścieralności szczególne zastosowanie znalazła w ortopedii, gdyż wykazuje zdolność do naturalnego tworzenia połączeń z tkanką kostną (ceramika porowata). Pomimo licznych zalet ceramika wykazuje niską odporność na zginanie, kruchość, a także słabą odporność na obciążenia dynamiczne. W kardiologii i chirurgii naczyniowej mają dużo mniejsze zastosowanie od pozostałych biomateriałów.

Rodzaje urządzeń stosowanych w kardiologii z uwzględnieniem roli biomateriałów

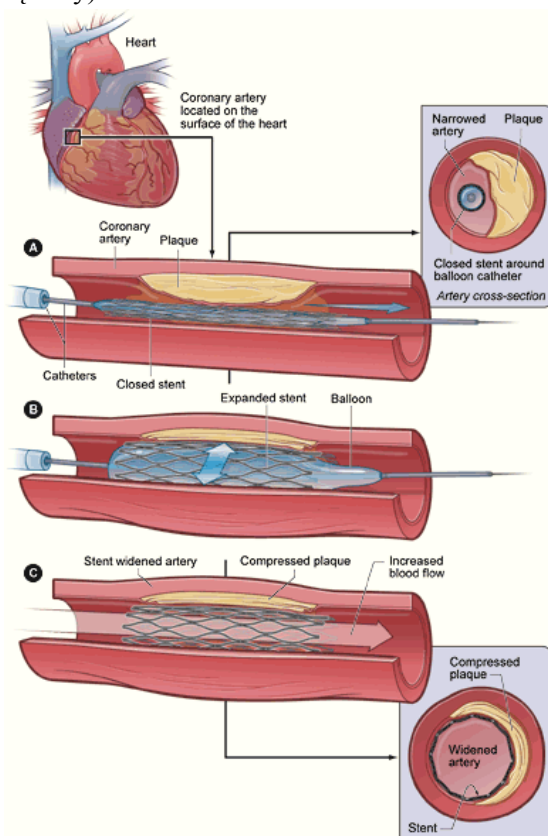
Stentem można nazwać pewną postać implantu związanego z leczeniem chorób naczyniowo – sercowych. Jest to pewnego rodzaju metalowe, sprężyste rusztowanie mające na celu podtrzymać zwężone światło naczynia i je rozszerzyć.



Rys. 7.12 Stent [70]

Stenty stosuje się w chorobach takich jak miażdżycy naczyń wieńcowych, tętniaki aorty lub zwężenia innych obwodowych tętnic. Dzieli się je na: siateczkowe, rurkowe z nacięciami, w kształcie zwoju i pierścieniowe. Stent stosowany w kardiologii powinien być łatwy do implantacji, elastyczny i nie

powinien powodować zakrzepów. Najczęściej stosowanymi materiałami do ich budowy są stale Cr-Ni-Mo. Stenty wykonane ze stali Ni-Ti wykazują pamięć kształtu, a także nadsprężystość. Obecnie stenty pokrywa się warstwami, które mają zapobiegać zakrzepom oraz zmniejszać restenozę (zjawisko nawrotu zwężenia leczonej tętnicy).



Rys. 7.13. Etapy implantacji stentu. A-umieszczenie stentu wraz z cewnikiem w miejscu zwężenia, B-rozprężenie, C-usunięcie cewnika naczyniowego [70]

Stale chromowo – niklowo – molibdenowe są stosowane szeroko nie tylko w kardiochirurgii. Stale te są bowiem wysokoodporne na korozję, spełniają wymagania biotolerancji w tkankach i płynach ustrojowych, nie wywołują reakcji immunologicznych, alergicznych i toksycznych. Dobrą ciągliwość, wytrzymałość i odporność na pękanie zawdzięczają swojej drobnoziarnistej

budowie oraz niskiemu poziomowi zanieczyszczeń wtrąceniami niemetalicznymi.

Zaostrzone wymagania dotyczące wielkości ziaren austenitu i zawartości zanieczyszczeń w stali Cr-Ni-Mo stosuje się w przypadku stentów o wyjątkowo małych przekrojach poprzecznych (stenty wieńcowe wykonywane z drutów o średnicy 0,12 mm, cienkościenne rurki o grubości ok. 0,09 – 0,15 mm). Z konieczności dbania o wysoką jakość implantów niedopuszczalna jest obecność faz ferromagnetycznych (martenzytu i ferrytu δ) w stali austenitycznej. Jako substancje ferromagnetyczne mogłyby one niekorzystnie wpływać na procesy elektromagnetyczne zachodzące w środowisku tkankowym. Aby uniknąć nadmiernego wykrzepiania płytek krwi na powierzchni stentu powinno wytwarzać się na nich powierzchnie o zwiększonej odporności korozyjnej, lepszej biotolerancji i atrombogeniczności. W tym celu nanosi się powłoki ze złota, z radioaktywną warstwą, uwalniające leki.

Do produkcji stentów wykorzystuje się również stopy z pamięcią kształtu i nadsprężystością. Jeśli chodzi o odporność korozyjną i biotolerancję, mogą one dorównywać stopom Cr-Ni-Mo. Ich struktura musi być tak ukształtowana, aby można było uzyskać powtarzalny zakres temperatur, który jest charakterystyczny dla przemian fazowych w przedziale bezpiecznym i użytecznym przy implantowaniu. Dobór materiału na stenty zakłada, że implanty wykonane z Ni-Ti będą odzyskiwać swój kształt w temperaturze zbliżonej do 37°C w wyniku ciepła ciała pacjenta. Przed operacją korzysta jest niska temperatura stentu, gdyż wydłuża to czas jego nagrzewania, co pozwala poprawnie go wprowadzić do naczynia. Duże stężenie niklu w stopie powoduje niekorzystny spadek biotolerancji. Aby tego uniknąć stosuje się procesy polerowania i pasywacji elektrochemicznej. Powierzchnia spasywowanego stopu pokrywa się dwutlenkiem tytanu (musi mieć on budowę amorficzną), niewielką ilością tlenków niklu oraz samego metalicznego niklu.

Rozrusznik serca służy do elektrycznego pobudzania rytmu serca, gdy węzeł zatokowy – przedsionkowy trwale przestaje spełniać swoje funkcje w wyniku różnych schorzeń lub kiedy pojawiają się zaburzenia naturalnego przewodzenia elektrycznego spowodowane niewydolnością węzła przedsionkowego – komorowego.



Rys. 7.14 Bezprzewodowy rozrusznik serca [157]

Urządzenie składa się ze stymulatora, w którym znajdują się hermetycznie zamknięte baterie, analizatora rytmu pracy serca chorego, generatora impulsów, układu decydującego o konieczności stymulacji w danym momencie oraz elektrod. Dawniej do budowy rozrusznika używano baterii rtęciowych, ale z czasem zamieniono je na jodowo-litowe. Dało to możliwość wykonywania rozruszników o mniejszej masie i mniejszych rozmiarach, a także zwiększyło ich trwałość. Przeciętna masa rozrusznika waha się w przedziale od 25 do 30 g. Elektrody umieszcza się w uszku prawego przedsionka i w koniuszku prawej komory. Aby obniżyć ryzyko występowania zakłóceń w układzie stosuje się elektrody bipolarne, a także specjalne metody fiksacji elektrod do endokardium. Stosowane elektrody wykonuje się ze specjalnych stopów metali o porowatej powierzchni. Tytanowa obudowa kardiostymulatora częściowo chroni jego układ elektroniczny przed wpływem pola elektromagnetycznego. Pomimo tego, osoby noszące rozrusznik muszą zachować ostrożność, kiedy występuje możliwość wpływu pola elektromagnetycznego, a także nie poddawać się pewnym badaniom i terapiom medycznym takim jak rezonans magnetyczny czy diatermia krótkofalowa. Do izolacji układu używa się poliuretanu, silikonu lub obu jednocześnie.

Sztuczne serce to urządzenie zastępujące ludzkie serce w przypadku jego całkowitego uszkodzenia, przy braku możliwości jego przeszczepu lub też przy braku możliwości jego leczenia. Budową przypomina prawdziwe ludzkie serce – układ dwóch pomp.



Rys. 7.15 Sztuczne serce [9]

Prawa część serca ma za zadanie doprowadzić krew odtlenowaną do płuc, natomiast lewa rozprowadza już natlenowaną krew po całym organizmie. Przy konstruowaniu sztucznego serca trzeba uwzględnić wymagania jakie są stawiane temu urządzeniu. Konieczne jest, aby bezobsługowo i bez smarowania zapewniało ok. 100.000 uderzeń na dobę. Musi także dostosować się do indywidualnego rytmu aktywności życiowej danego człowieka. Sztuczne serce musi zapewnić odpowiednią cyrkulację i natlenienie krwi, a także powinno mieć stabilne źródło zasilania, aby zapewnić ciągłość działania. Złożone jest z wielu różnych materiałów. Metalowe części wykonuje się ze stopów tytanu, wanadu i aluminium (ze względu na wysoką biokompatybilność). Membrany, które będą w kontakcie z krwią produkuje się z poliuretanu, który zapewnia przyleganie do powierzchni membrany komórek krwi. Z poliestru wykonuje się elementy służące do przyłączenia do naczyń krwionośnych. Najczęściej pochodzenia zwierzęcego są zastawki sztucznego serca. Do budowy części silnika wykorzystuje się tytan (ewentualnie inny metal o podobnych właściwościach), a także ceramikę. Istniejące typy urządzeń to:

- Płuco–serce służące do chwilowego przejęcia funkcji pompowania i natlenienia serca podczas operacji, może zastępować serce maksymalnie przez kilka godzin.
- Mechaniczne sztuczne serce – stosuje się w przypadku, gdy pacjent oczekuje na przeszczep.

ZASTAWKA BIOLOGICZNA

ZASTAWKA MECHANICZNA



Rys. 7.16 Porównanie zastawki biologicznej z mechaniczną [9]

Sztuczne zastawki serca są stosowane w przypadku trwałej niewydolności lub uszkodzenia zastawek naturalnych. Powinny zapobiegać cofaniu się krwi podczas swojego zamykania. Do ich budowy wykorzystuje się metale i ich stopy. Mogą to być stale nierdzewne, tytanowe, ale także stopy Co-Cr. Zastawki mogą być wykonywane również z niemetalu np. z węgla pirolitycznego. Wykorzystuje się także materiały syntetyczne (żywice silikonowe, PC, PP). Wszczepienie zwykłych zastawek wiąże się z koniecznością przyjmowania leków przeciwzakrzepowych do końca życia.

Protezy naczyniowe, czyli rurki zastępujące fragment naczynia krwionośnego. Mogą mieć przebieg prosty lub rozgałęziony (w kształt litery Y). Tworzy się je głównie z włókien poliestrowych np. torlenu, dakronu mają wtedy karbikowane ściany. Wykonane z politetrafluoroetyleny mają ściany jednolite i gładkie. Są to materiały dostępne i odporne na zużycie.



Rys. 7.17 Proteza naczyniowa z tkanego poliestru [29]

Do budowy klasycznych narzędzi chirurgicznych (są one wykorzystywane również w kardiochirurgii) w zależności od wymagań stosuje się różne materiały: biogodne stopy metali, a także ceramikę i materiały syntetyczne.

7.5. Podsumowanie rozdziału

Rozwój współczesnej medycyny w dużej mierze opiera się na dokonaniach i odkryciach inżynierii materiałowej. Bez zastosowania materiałów spełniających wymagania do stosowania ich w bezpośrednim kontakcie z tkankami żywego organizmu, nie mogłyby rozwinąć się takie działy medycyny jak chirurgia, transplantologia czy implantologia. Materiał biomedyczny oprócz spełnienia wymagań związanych ze specyfiką jego przeznaczenia, musi być przede wszystkim biokompatybilny. W leczeniu chorób układu krwionośnego są przydatne różnego rodzaju materiały – metale, polimery, materiały węglowe, kompozyty, stosowane w zależności od przeznaczenia. Z innego materiału będą wykonywane implanty i protezy, a z innego narzędzia chirurgiczne lub bandaże i nici. Duże znaczenie dla rozwoju medycyny, w tym również kardiochirurgii i chirurgii naczyniowej mają materiały przyszłości takie jak grafen, inżynierowany jedwab pajęczy, nad których zastosowaniem praktycznym trwają nieustannie badania. Celem naukowców zajmujących się biomateriałami jest stworzenie, odkrycie lub dobranie takiego materiału, aby jak najlepiej zastępował bądź spełniał funkcje danej tkanki, bez jakichkolwiek ograniczeń.

8. Optyka biomedyczna

Inżynieria biomedyczna jest dziedziną interdyscyplinarną wiążącą się z szerokim zakresem zagadnień za równo technicznych jak i medycznych. Pośród nich wyróżnia się między innymi optyka biomedyczna. Dokładniej rzecz ujmując, pojęcie to kryje pod sobą możliwości jakie daje światło. Można je wykorzystać pod wieloma względami, aczkolwiek warto skupić się na zastosowaniu go w medycynie. Umożliwia nam ono między innymi badania obiektów biologicznych, diagnostykę medyczną oraz formy terapii.

Jednym z najbardziej rewolucyjnych źródeł promieniowania jest laser. Są to generatory promieniowania elektromagnetycznego, najczęściej o długościach fali w zakresie promieniowania optycznego od 100 nm do 1 mm, w których wykorzystywane jest zjawisko emisji wymuszonej promieniowania. Jego nazwa jest akronimem angielskiego sformułowania Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation.

Laser zbudowany jest z następujących elementów (rys. 8.1):

- 1) Ośrodek aktywny, czyli zespół atomów, jonów lub też cząsteczek.
- 2) Układ pompujący, czyli układ, który wytwarza inwersję obsadzeń między stanami zaangażowanymi w przejście laserowe. Inwersja obsadzeń tych stanów jest warunkiem koniecznym do uzyskania wzmocnienia promieniowania.
- 3) Rezonator jest to układ optyczny, sprzęgający promieniowanie charakterystyczne dla danego ośrodka z tym właśnie ośrodkiem. W najprostszym przypadku rezonator stanowią 2 płaskie, doskonale odbijające zwierciadła, ustawione idealnie równoległe do siebie w odległości $L = n\lambda/2$, (n jest liczbą całkowitą, λ jest długością fali światła laserowego) umożliwiającej powstanie w nim fal stojących. Częstości tych fal są częstościami modów podłużnych lasera. Liczba modów zależy od szerokości dopplerowskiej $\Delta\nu_d$ linii widmowej, dla której zachodzi przejście laserowe

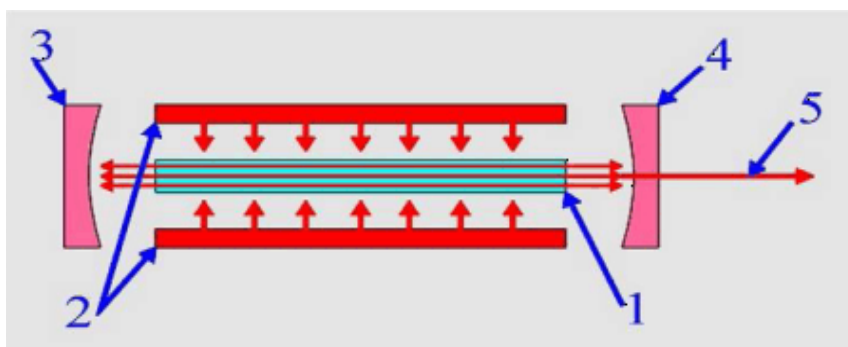
¹ Koło Naukowe Inżynierii Biomedycznej przy Instytucie Technologicznych Systemów Informacyjnych, Politechnika Lubelska

² Instytut Technologicznych Systemów Informacyjnych, Zakład Systemów Informacyjnych

w ośrodku aktywnym. Odległość w skali częstości między sąsiednimi modami wynosi $\Delta\nu = c/2L$, gdzie c jest prędkością światła w próżni. Zatem wzmocnieniu mogą ulec tylko te mody (drgania o określonej częstości), które mieszczą się w profilu linii emisyjnej – jest ich tyle, ile wynika z podzielenia $\Delta\nu_d/\Delta\nu$.

4) Drugie zwierciadło rezonatora.

5) Wiązka laserowa.



Rys.8.1. Schemat budowy lasera [286]

Cechy wiązki laserowej:

Monochromatyczność

Określenie to sugeruje, że chodzi o emitowane promieniowanie elektromagnetyczne, składające się dokładnie z jednej częstotliwości, której odpowiada określona długość fali. Okazuje się jednak, że nigdy nie udaje się uzyskać tak dokładnego promieniowania. Wiadomo bowiem, że podczas przejścia atomów ze stanu wzbudzonego na niższy poziom energetyczny emitowane jest promieniowanie elektromagnetyczne. Jednak nie ma ono określonej wartości częstotliwości, ale zawiera się w pewnym przedziale częstotliwości. Dzieje się tak ponieważ zgodnie z zasadą nieoznaczoności Heisenberga, która mówi, że istnieją takie pary wielkości, których nie da się jednocześnie zmierzyć z dowolną dokładnością, nie ma możliwości dokładnego oznaczenia energii poziomów energetycznych. W związku z tym wprowadza się pojęcie naturalnej szerokości linii widmowej promieniowania laserowego. Tym jaki zakres częstotliwości można uzyskać w przypadku danego lasera decyduje sposób generacji tego promieniowania oraz rezonator optyczny.

Gęstość mocy

Gęstość mocy promieniowania laserowego jest to stosunek mocy całkowitej promieniowania do powierzchni przez którą ona przechodzi. Różne typy laserów mogą mieć różne gęstości mocy. Aby zwiększyć gęstość mocy emitowanego promieniowania powszechne jest używanie soczewek skupiających. Dużo większe gęstości mocy charakteryzują lasery impulsowe. Istnieje także pojęcie spektralnej gęstości mocy. Jest to moc wiązki promieniowania laserowego przypadająca na jednostkę powierzchni i jednostkę przedziału częstotliwości. Dużą spektralną gęstością mocy mają lasery helowo - neonowe.

Równoległość

Kąt rozbieżności wiązki laserowej zależy od rodzaju rezonatora optycznego. Dzieje się tak, ponieważ rozbieżność wiązki wynika z uginania się fali elektromagnetycznej na aperturze układu optycznego. Jeśli optyczna komora rezonansowa wykonana jest z dwóch zwierciadeł płaskich wówczas rozbieżność wiązki będzie miała najmniejszą wartość.

Spójność (koherencja)

Fale są spójne w przypadku, gdy charakteryzują się stałą w czasie różnicą faz. Daje im to zdolność do interferowania. Źródło, które emituje spójne promieniowanie także nosi nazwę spójnego. Rozróżniamy spójność czasową oraz spójność przestrzenną. Przez spójność czasową rozumie się zdolność do interferencji dwóch fal świetlnych, które wychodzą w tym samym kierunku z tego samego źródła promieniowania, ale w pewnym odstępie czasowym. Natomiast przez spójność przestrzenną rozumie się zdolność do interferencji fal świetlnych emitowanych przez źródło rozciągnięte pod warunkiem istnienia spójności czasowej.

Polaryzacja liniowa

Warunkiem uzyskania całkowicie liniowo spolaryzowanej wiązki promieniowania laserowego jest odpowiednia konstrukcja lasera. Podstawą działania lasera jest emisja wymuszona kwantów energii w ośrodku wzmacniającym, który nazywany jest również substancją laserującą oraz ośrodkiem optycznie czynnym. Działanie lasera polega na wzbudzeniu ośrodka optycznie czynnego a następnie wyzwoleniu energii w postaci kwantu promieniowania spójnego. Cechami charakterystycznymi promieniowania laserowego jest wysoki stopień spójności, monochromatyczności i ukierunkowania oraz kąt rozbieżności wiązki zwykle nie przekraczający kilku miliradianów. Poza zdolnością skupienia całej energii promieniowania lasera w zadziwiająco małym paśmie widma i małym kącie bryłowym, możliwe jest uzyskanie tego samego efektu w odniesieniu do czasu. Niezwykle istotną cechą

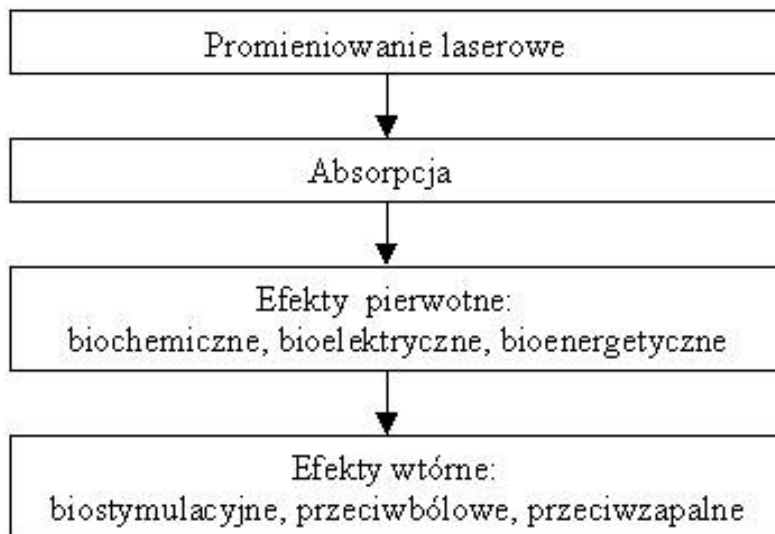
lasera jest również to, iż w większości jego aplikacji można uzyskać generację promieniowania tylko o określonym stanie polaryzacji.

Lasery możemy podzielić stosując różne kryteria:

- **długość fali emitowanej** przez laser wyróżniamy lasery emitujące promieniowanie: ultrafioletowe, promieniowanie widzialne, promieniowanie podczerwone;
- **rodzaj ośrodka**, w którym nastąpiło wzbudzenie promieniowania laserowego wyróżniamy: lasery stałe, lasery ciekłe, lasery gazowe, lasery półprzewodnikowe;
- **charakter pracy lasera**, wyróżniamy lasery pracujące w sposób: ciągły, impulsowy;
- **moc uzyskanej wiązki laserowej** wyróżniamy lasery: niskoenergetyczne, średnioenergetyczne, wysokoenergetyczne.

Tego typu podział ma znaczenie w medycynie. Lasery niskoenergetyczne to lasery biostymulacyjne. Średnioenergetyczne to lasery terapeutyczne, zaś lasery wysokoenergetyczne to lasery chirurgiczne. Mechanizmy odpowiadające za skutki oddziaływania promieniowania laserowego z materią żywą różnią się od mechanizmów oddziaływania światła laserowego z nieożywionymi obiektami fizycznymi. Wpływ promieniowania laserowego na materię żywą zależy nie tylko od parametrów charakteryzujących wiązkę promieniowania laserowego czyli: mocy, długości fali, czasu trwania impulsu lub czasu naświetlania i pola powierzchni przekroju wiązki padającej ale także od właściwości naświetlanego obiektu biologicznego, takich jak współczynnik absorpcji i rozpraszania promieniowania, gęstości ośrodka, jego ciepła właściwego i współczynnika przewodnictwa cieplnego. Dodatkowo ważną rolę w organizmie żywym odgrywa przepływ krwi i limfy, dzięki któremu następuje odprowadzanie ciepła z obszaru oddziaływania światła laserowego z tkanką.

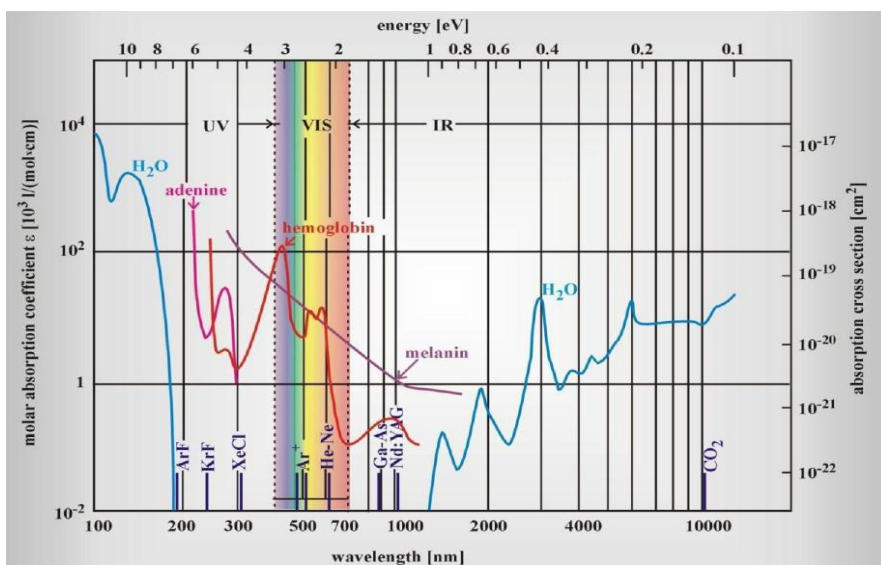
Mechanizmy oddziaływania światła laserowego na tkankę żywą zależą z jednej strony od fizycznych właściwości promieniowania laserowego, z drugiej zaś strony od rodzaju tkanki, od stopnia zróżnicowania budujących daną tkankę komórek i od stanu fizjologicznego organelli komórkowych w poszczególnych komórkach.



Rys. 8.2. Uproszczony schemat reakcji zachodzących w tkance pod wpływem promieniowania laserowego małej lub średniej mocy [287]

Okolo 5% padającego promieniowania ulega odbiciu Fresnela (tzw. czyste odbicie) od powierzchni tkanki. Dzieje się tak z uwagi na różnicę wartości współczynników załamania tkanki i otaczającego ją ośrodka. Pozostała część jest transmitowana do tkanki i ulega procesowi wielokrotnego rozpraszania i absorpcji.

Zaabsorbowane światło zostaje przekształcone w ciepło, tym samym podnosząc temperaturę tkanki. Stopień rozpraszania światła zależy od długości fali promieniowania laserowego. Najsilniej rozpraszane są długości fal najbardziej zbliżone wartości do odległości międzycząsteczkowych w naświetlanym ośrodku. Ponadto rozpraszanie następuje również na niejednorodnościach. Na stopień rozpraszania wpływają również własności optycznych tkanki takie jak np. głębokość penetracji, oznaczająca głębokość przy której wartość intensywności światła zredukowana zostaje o czynnik e^{-1} .



Rys. 8.3. Zestawienie widm absorpcyjnych głównych składników tkanek : melanina, hemoglobina, woda i białka [288]

Powyższy Rysunek przedstawia widma absorpcyjne głównych absorbentów tkankowych. Obszar IR (2000-10000nm) pochodzi od wody, która jest głównym składnikiem tkanki. Białka absorbują w obszarze UV (200-300nm), a w obszarze VIS absorbują pigmenty: hemoglobina we krwi, melanina - podstawowy chromofor skóry.

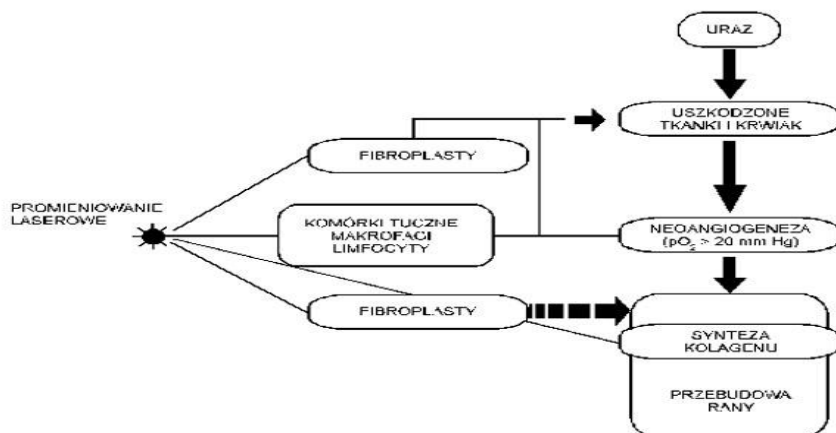
8.1. Oddziaływanie promieniowania laserowego na poziomie molekularnym

Ingerencja promieniowania laserowego rozpoczyna się w organizmie żywym od poziomu molekularnego. Cząsteczka absorbująca promieniowanie laserowe o określonej długości fali, ulega tzw. "wzbudzeniu elektronowemu" i przechodzi na wyższy poziom energetyczny. Stan taki jest krótkotrwały i cząsteczka traci uzyskany w wyniku absorpcji nadmiar energii. Prowadzi do tego kilka sposobów:

- spontaniczną emisję fotonów w postaci fluorescencji lub fosforescencji,
- oddanie nadmiaru energii w postaci ciepła do otoczenia,
- bezpromienne przekazanie elektronowej energii wzbudzenia E^* do biologicznie ważnych struktur i zapoczątkowanie w nich reakcji fotochemicznych.

8.1.1. Oddziaływanie promieniowania laserowego na komórkę i organelle komórkowe

Za pochłanianie promieniowania odpowiedzialne są cząsteczki nazywane ogólnie chromoforami, znajdujące się w komórkach i mitochondriach. Najważniejszymi z nich są: aminokwasy, kwasy nukleinowe, melanina, hemoglobina, bilirubina, związki sterydowe, porfiryne, ryboflawina, chinony, NAD, B-karoten, cytochromy i inne. Powodują one pochłanianie promieniowania ultrafioletowego, części widzialnych (np. melanina, hemoglobina, cytochromy), a niektóre najsilniej absorbują promieniowanie podczerwone. Cytochromy to składniki łańcucha oddechowego, występującego w mitochondriach.



Rys. 8.4. Przebieg procesu gojenia się rany z uwzględnieniem wpływu promieniowania laserowego na poszczególne etapy przemian [287]

Podczas naświetlania promieniowaniem laserowym cytochromy w mitochondriach bezpośrednio wchłaniają promieniowanie elektromagnetyczne, co powoduje aktywację łańcucha oddechowego oraz zapoczątkowanie procesów biochemicznych powodujących wzrost produkcji ATP -będącego magazynem energii dla komórki- i wzrost metabolizmu komórkowego. Ważnym efektem biostymulacji laserowej zachodzącej na poziomie molekularnym, który wpływa na procesy zachodzące wewnątrz, jest fotoaktywacja enzymów. Reakcją enzymu na promieniowanie jest jego aktywacja, inaktywacja lub też reaktywacja enzymów odwracalnie nieczynnych. Najważniejszy z nich jest efekt powodujący bezpośrednią aktywację enzymu oraz pobudzenie syntezy enzymu. Pobudzenie aktywności określonej grupy enzymów z powoduje wzrost przepuszczalności naczyń, uwalnianie histaminy

z granulocytów i serotoniny z płytek krwi, ułatwienie fagocytozy przez granulocyty obojętnochłonne i monocyty. Bardzo czułymi na promieniowanie laserowe są enzymy sterujące syntezą i utylizacją.

Należy wyraźnie podkreślić, że skuteczna stymulacja procesu gojenia się ran promieniowaniem laserowym zależy od odpowiedniego doboru długości fali i gęstości energii do rodzaju rany i fazy procesu gojenia rany. Promieniowanie laserowe ma również wpływ na skład i właściwości błony komórkowej. Struktura błony i jej potencjał elektryczny mają podstawowe znaczenie dla procesów transportu przez błonę i aktywność pompy sodowej. Pod wpływem promieniowania normalizuje się potencjał elektryczny błony komórkowej, zmienia się przewodność elektryczna i przenikalność błony oraz jej właściwości adhezyjne.

8.1.2. Oddziaływanie promieniowania laserowego na poziomie tkanki

Obserwowane zmiany w różnych rodzajach tkanek, możemy określić jako tzw. efekty wtórne działania promieniowania laserowego. Zaliczamy do nich:

- efekty biostymulacyjne,
- efekty przeciwbólowe,
- efekty przeciwzapalne.

Efekt przeciwbólowy wywołany promieniowaniem laserowym spowodowany jest:

- hyperpolaryzacją błon komórek nerwowych,
- wzmaganiem wydzielania endorfin,
- stymulowaniem regeneracji obwodowych aksonów po uszkodzeniu nerwów.

Efekt przeciwzapalny wywołany jest przez:

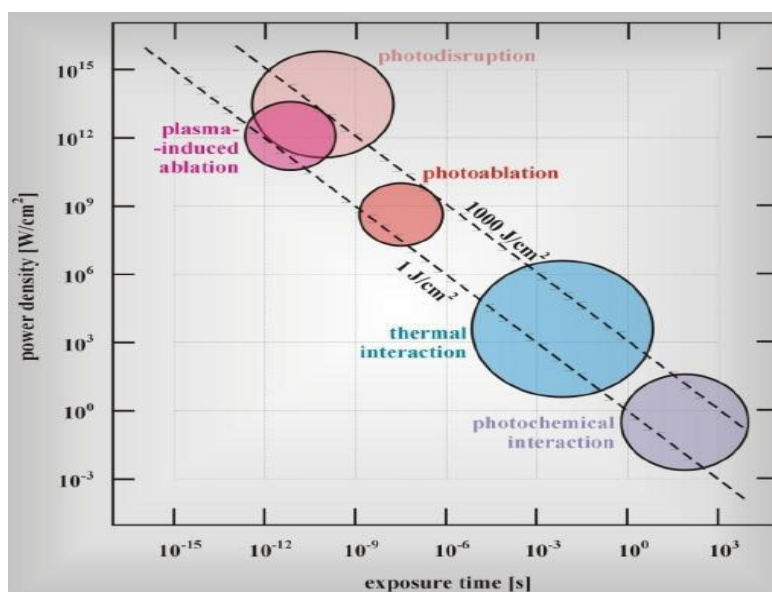
- rozszerzenie naczyń krwionośnych,
- ułatwienie wytworzenia krążenia obocznego,
- poprawę mikrokrążenia,
- przyspieszenie resorpcji obrzęków i wysięków,
- stymulowanie migracji makrofagów.

Efekt stymulujący wywołany jest poprawą krążenia, odżywiania i regeneracją komórek.

Rodzaje oddziaływania promieniowania z naświetlaną tkanką:

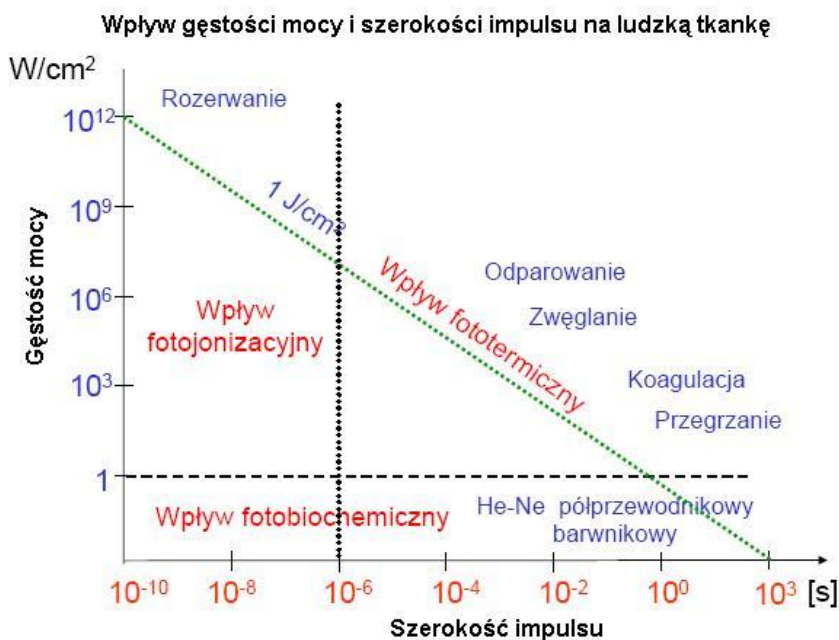
- fotochemiczne
- termiczne
- fotoablacyjne
- elektromechaniczne
- ablacja generowana plazmą
- photodisruption.

Rysunek 8.5. przedstawia główne typy oddziaływania promieniowania laserowego z tkanką biologiczną. Wszystkie typy oddziaływań są położone pomiędzy dwoma prostymi opisującymi przepływ energii, między 1 J/cm^2 a 1000 J/cm^2 .



Rys. 8.5. Podwójnie logarymiczny wykres gęstości mocy promieniowania w funkcji czasu oddziaływania. Okręgi pokazują parametry laserów przypisane poszczególnym typom oddziaływań lasera z tkanką [288]

Jest to przedział przepływu energii wykorzystywany przez lasery medyczne. Przepływ energii kontrolowany jest jednocześnie przez wartość energii (czas ekspozycji) i stopień zogniskowania wiązki lasera na tkance (rys. 8.6).



Rys. 8.6. Wpływ gęstości mocy i szerokości impulsu na ludzką tkankę [283]

8.2. Oddziaływanie fotochemiczne

Reakcje fotochemiczne powodują wzrost wymiany energii między komórkami, a także hiperpolaryzację błony komórkowej i przyspieszenie mitozy. Ten mechanizm oddziaływania promieniowania laserowego wykorzystuje się do biostymulacji i w metodzie. Metoda terapii fotodynamicznej polega na selektywnym utlenianiu materiału biologicznego tkanki nowotworowej przez tlen singletowy lub formy rodnikowe. Pozwala to na wybiórcze niszczenie tkanek nowotworowych, chroniąc jednocześnie tkanki zdrowe. Metoda ta jest stosowana w leczeniu nowotworów skóry, dróg moczowo - płciowych, płuc, przełyku, języka, gardła, jelit, pęcherza moczowego. Wykorzystuje się ją również w diagnostyce nowotworów. Jest bardziej selektywna niż chirurgia, naświetlanie promieniowaniem jonizującym czy chemioterapia oraz dobrze tolerowana przez pacjentów. Wykorzystywana jest śródoperacyjnie jako technika wspomagająca zabiegi chirurgiczne. Metodę tę stosowano także w leczeniu zmian nienowotworowych, w dermatologii, w inaktywacji wirusów we krwi, w usuwaniu blaszek miażdżycowych.

8.3. Oddziaływanie termiczne

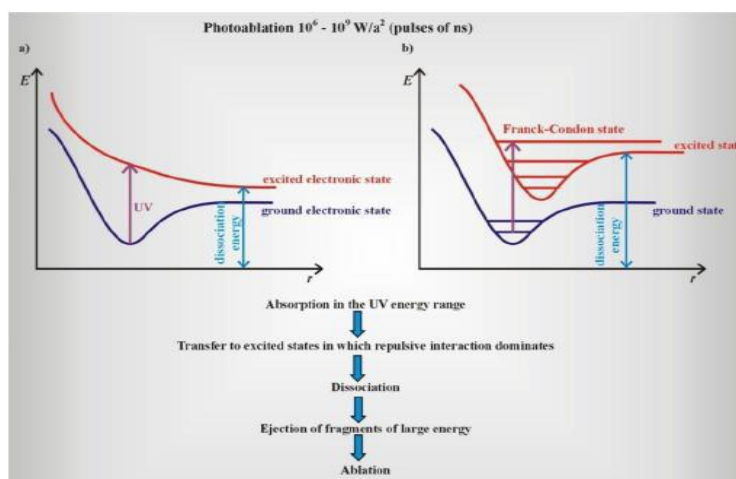
Efekty oddziaływania zależą od temperatury, jaką możemy wywołać w tkance oświetlając ją laserem. Pod wpływem nagłego wzrostu temperatury, płynne składniki komórki przechodzą w stan pary, wzrasta ciśnienie w komórce i następuje rozerwanie błon komórkowych. Większość stałych składników komórki ulega przy tym spaleniu. Produkty spalania wyrzucane są na zewnątrz. Badania mikroskopowe tkanek ujawniają mały krater w kształcie ściętego stożka, pokryty cienką warstwą zwęglonej tkanki. Do ścianek krateru przylega nieco szersza warstwa odbarwiona. Jest to strefa nekrozy koagulacyjnej. W obszarze tym i w jego pobliżu zamknięte zostaje światło naczyń krwionośnych i limfatycznych i to zjawisko wykorzystywane jest często przy leczeniu krwawień i zmian nowotworowych. Nagrzewanie i destrukcja tkanki przez promieniowanie laserowe mogą być dokonywane w sposób ciągły i impulsowy. Granica między tymi dwoma sposobami określona jest przez charakterystyczny czas dyfuzji termicznej. Laserowa ablacja tkanki jest objętościową eksplozją, która spowodowana jest przez rozłożenie około 5% w objętości, gdzie zachodzi ablacja, na małe molekuly w wyniku zabsorbowania fotonów.

8.4. Oddziaływanie elektromechaniczne

Występuje ono przy dużych wartościach gęstości mocy promieniowania laserowego i nie zależy od wartości współczynnika pochłaniania tkanki. Wykorzystywane jest w ośrodkach o dużej wartości transmisji promieniowania. W miejscu skupienia wiązki laserowej występuje bardzo silne pole elektryczne w wyniku czego ośrodek zostaje zjonizowany. Pojawia się efekt optycznego przebicia, powstaje mikroplazma, czyli mikroobszar o wysokiej gęstości swobodnych elektronów. W rezultacie rozszerzania się plazmy, w ośrodku powstaje silna fala uderzeniowa, prowadząca do powstania sił mechanicznych niszczących strukturę tkanki. Rozmiar strefy uszkodzenia zależy od długości fali promieniowania, natężenia promieniowania i całkowitej dostarczonej energii, czasu utrzymywania się plazmy, mechanicznych własności tkanki. Wzrost ciśnienia objawia się powstaniem pęcherzyka kawitacyjnego. Energia kinetyczna plazmy zamienia się w energię potencjalną, która magazynowana jest w rozszerzającym się pęcherzyku. W czasie krótszym od 1 ms pęcherzyk imploduje. Gdy pęcherzyk wiotczeje w pobliżu brzegu stałego, wytwarza się bardzo szybki strumień cieczy skierowany do tego brzegu. Gdy pomiędzy pęcherzykiem i stałym brzegiem nie ma warstwy wody, strumień może powodować wysoki nacisk udarowy na brzeg.

8.5. Fotoablacja

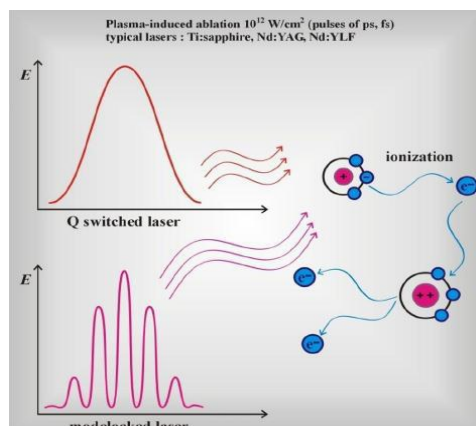
Fotoablacja występuje dla czasów ekspozycji w przedziale od 1ms do 1ns. W praktyce wykorzystuje się impulsy nanosekundowe. Na rysunku przedstawia mechanizm fotoablacji. Częsteczką przechodzi na wyższy poziom wzbudzony (lub wibracyjny poziom wzbudzony (the Franck-Condon vibrationally hot state) ulegając dysocjacji. Wiązanie chemiczne ulega zerwaniu co prowadzi do zniszczenia tkanki. Przejścia elektronowe następują zazwyczaj w procesie fotoablacji UV i są ograniczone do laserów z zakresu UV. Oprócz laserów UV używane są również lasery ekscimerowe (ArF, KrF, XeCl, XeF) oraz lasery, które generują wyższe harmoniczne.



Rys. 8.7. Schemat fotoablacji [288]

8.6. Ablacja plazmowa

Ablacja plazmowa i zniszczenie próbki (photodisruption) wykorzystują krótsze impulsy niż nanosekundowe. W praktyce używa się pico- i femtosekundowych impulsów. Obydwa zjawiska występują w zbliżonym czasie ekspozycji na promieniowanie. Różnią się jednak gęstością promieniowania – niższa dla ablacji generowanej plazmą. Ablacja plazmowa jest oparta na jonizacji tkanki, a „photodisruption” podlega zaburzeniom mechanicznym.



Rys.8.8. Mechanizm ablacji plazmowej [288]

Zwykle laserami używanymi do generowania ablacji plazmowej są: Nd:YAG, Nd:YLF, tytanowo-szafirowy z impulsami piko- lub femtosekundowymi. Gęstość mocy prowadzi do pola porównywalnego z energią elektronów w atomach. Dlatego też lasery Q-switched lub z synchronizacją modów jonizują cząsteczki w tkance.

8.7. Oddziaływanie w procesie terapii fotodynamicznej

W ostatnich latach nastąpił szybki rozwój nowej metody diagnozy i terapii nowotworów zwanej fotodynamiczną (ang. Photodynamic Therapy - PDT). Polega ona na selektywnym utlenieniu materiału biologicznego tkanki nowotworowej przez tlen singletowy (forma tlenu cząsteczkowego na najniższym stanie wzbudzonym) lub formy rodnikowe. Są one generowane przez rozpuszczony w komórkach tlen molekularny, wprowadzony endogenny barwnik - sensybilizator i światło o odpowiedniej mocy i długości fali.

Diagnostyka opiera się na gromadzeniu w tkance nowotworowej barwnika fluoryzującego pod wpływem padającego promieniowania. Pozwala to na wybiórcze niszczenie tkanek nowotworowych, chroniąc jednocześnie tkanki zdrowe. Charakteryzuje ją nikoinazyjność i niewielkie skutki uboczne. Stosowana jest do leczenia nowotworów skóry, dróg moczowo-płciowych, centralnego układu nerwowego, płuc, piersi, gardła, przełyku, głowy, szyi, jelit, żołądka.

Technika prowadzenia PDT składa się z następujących etapów:

- wprowadzenie dożylnie do organizmu fotosensybilizatorów w ilości 2-10 mg/kg wagi ciała,
- po osiągnięciu optymalnej różnicy stężeń barwnika w tkankach nowotworowych i zdrowych po czasie 24-72 godziny po iniekcji (w zależności od barwnika i tkanki), następuje naświetlanie nowotworu światłem

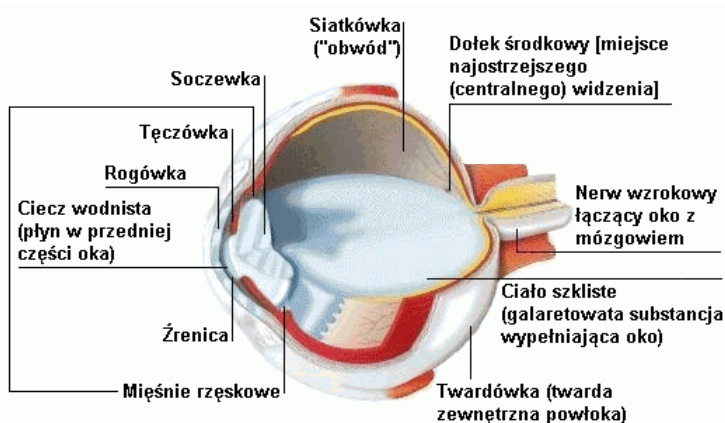
dopasowanym do pasm absorpcji barwnika. Najczęściej stosuje się przestrajalny laser barwnikowy pompowany azotowym, a sumaryczna dawka energii wynosi $40\text{--}300\text{ J/cm}^2$ w kilku ekspozycjach,

- etap reakcji fotochemicznych i destrukcji tkanek biologicznych,
- leczenie pooparzeniowe blizn.

8.8. Wykorzystanie laserów w medycynie

Okulistyka

Pierwsza dziedziną medycyną w jakiej zastosowano technikę laserową była okulistyka. Wykorzystano tu zjawisko fotokoagulacji w odniesieniu do plamki żółtej i siatkówki za pomocą lasera argonowego, diodowego, Nd:YAG, kryptonowego i barwnikowego. Pozostałe lasery wykorzystuje się do częściowego wycięcia rogówki, zabiegu zwanego także iridektomią, oraz do termicznych lub ablacyjnych metod z pulsacyjnym Nd:YAG. Dziś duża część laserów używanych w okulistyce służy do modyfikacji krzywizny rogówki. Lasery ekscimerowe są wykorzystywane do korekcji krótkowzroczności i nadwzroczności.



Rys. 8.9. Budowa oka ludzkiego [290]

Lasery są wykorzystywane do przecinania cyst powiek lub spojówek, przecinania naczyń wrastających w rogówkę, perforacji cyst tęczęwki, przecinania zrostów tęczęwkowo-rogówkowych, do zabiegów przeciw jaskrowych i przeciw zaćmowych, do korekcji astygmatyzmu, krótkowzroczności i dalekowzroczności oraz do witreotomii. Szczególnym kryterium kwalifikacji do laserowej korekcji wady refrakcji jest duża wada wzroku tylko w jednym oku. Najnowszą metodą korekcji wady refrakcji lub

astygmatyzmu jest LASIK (Laser Assisted In Situ Keratomileusis). Polegający na użyciu lasera ekscimerowego, który działając z dokładnością do 0,25 mikrometra odparowuje nierówności w głębszych warstwach rogówki. Metoda ta koryguje wadę refrakcji w zakresie aż od +6 do -13 dioptrii.

Dermatologia

W dermatologii lasery znalazły bardzo szerokie zastosowanie, gdyż bardzo łatwo można ocenić wynik przeprowadzonej terapii. Najczęściej leczonymi tutaj schorzeniami są: trądzik, opryszczka, egzemy, liszaj czerwony, bliznowce, świąd skóry, półpasiec, owrzodzenia troficzne podudzi, świerzbicząca, łysienie plackowate, brodawki i łuszczyca.

Największym problemem w dermatologii jest terapia owrzodzeń podudzi, powstających w następstwie zmian żylakowych lub zespołu pozakrzepowego. Użycie lasera helowo - neonowego znacznie poprawia wyniki terapii. Zmniejszenie bólu i uczucia ciężaru w kończynie uzyskać można już po kilku naświetlaniach. Potem ustępują objawy zapalne takie jak zmniejszenie obrzęku, wysięku, przekrwienia oraz oczyszczanie się dna owrzodzenia. Zauważyć można również poprawę bilansu tlenowego i parametrów reowazograficznych w naświetlanych tkankach.

Rozszerzone naczynia krwionośne są częstym problemem. Również w tym przypadku laser znalazł swoje zastosowanie i cieszy się wielką popularnością ze względu na swoją skuteczność. Podczas zabiegu wiązka światła lasera jest pochłaniana przez hemoglobinę oraz oksyhemoglobinę, a następnie przechodzi w energię ciepłą. Prowadzi to do termicznej koagulacji naczyń i zniszczenia ich ścian. Używanie tej formy terapii do naczyń zarówno niebieskich, jak i czerwonych, możliwe jest dzięki zastosowaniu wiązek o różnej długości fali. Efektem tego jest zamknięcie naczyń bez naruszenia otaczającej tkanki.

W porównaniu z elektrokoagulacją podczas zabiegu laserowego znacznie zmniejszone jest ryzyko powikłań. Zabieg wykonywany jest pod znieczuleniem, gdyż jest trochę bolesny. Do usunięcia drobnych zmian wystarczy przeprowadzenie jednego zabiegu. W przypadku zlikwidowania bardziej rozległych zmian naczyniowych zabieg musi być powtórzony w ciągu kilku miesięcy. Wpływ na to ma wielkość, ilość oraz głębokość położenia naczyń.



Rys.8.10. Efekty terapii laserowej w wypadku przebarwień skóry [291]

Kosmetologia

Laserowe zabiegi z zakresu dermatochirurgii obejmują zabiegi punktowe jak również zabiegi na dużych powierzchniach ciała. Zabiegi punktowe to usuwanie pojedynczych zmian skórnych, włókniaków, brodawek. Laser wykorzystywany jest również do odmłodzenia skóry. Używa się do tego laserów wysokoenergetycznych gdyż konieczne jest usunięcie tkanek bez efektu zwęglenia. Innymi zabiegami wykorzystującymi chirurgię laserową są usuwanie przerosłych blizn, tatuaży lub znamion naczyniowych, a także rozszerzonych naczyń krwionośnych (pajęczków naczyniowych) tętniczych i żylnych, także usuwanie zbędnego owłosienia.

Fizykoterapia

Światłoterapia laserowa jest niezwykle efektywna w okołostawowym zapalenia barku, zapaleniach nadkłykcia i zapaleniach kręgosłupa, szczególnie w ostrych stadiach procesu chorobowego. Dzięki światłoterapii laserowej następuje poprawa wskaźników elektromiografii w osteochondrozie międzykręgowej z zespołem bólów korzeniowych. Znaczną poprawę odnotowano także u pacjentów z chorobą reumatoidalną, astmą i chorobą Bechterewa. W kompleksowym leczeniu reumatoidalnego zapalenia stawów u dzieci naświetlanie najbardziej porażonych stawów odnotowano zmniejszenie skrzepowań, zwiększenie zakresu ruchów, aktywację limfocytów T we krwi obwodowej. W czasie naświetlania porażonych stawów u pacjentów z reumatoidalnym zapaleniem stawów stwierdzono poprawę krążenia krwi.

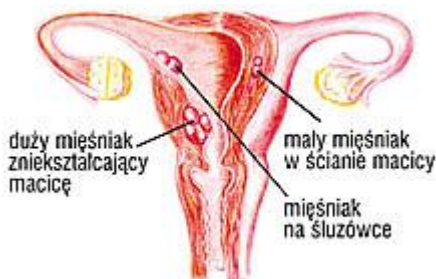
Laryngologia

Rewelacyjne wyniki daje zastosowanie lasera biostymulacyjnego w leczeniu zapalenia uszu, zatok, gardła, migdałków oraz wykonywaniu rekonstrukcji kosteczek słuchowych. Laser stosuje się do udrażniania nosa. Powoduje to oczyszczenia jamy nosowej i zatok, a więc lepszy przepływ powietrza. Zabieg ten wykonywany jest w znieczuleniu miejscowym. Polega na wprowadzeniu do jamy nosowej włókna lasera, które stopniowo udrażnia nos. Metoda ta jest nieinwazyjna, bezbolesna i bezkrwawa. Zabieg trwa około 35 minut, a efekty odczuwalne są od razu i utrzymują się co najmniej przez kilka lat.

Wykorzystanie lasera w leczeniu zapalenia migdałków jest najbardziej efektywną metodą leczenia. Na migdałki działa się kontaktowo przez skórę. Naświetlanie pomaga w zlikwidowaniu obrzęku, zmniejszeniu zapalenia migdałków. Dzięki temu znikają symptomy zapalnego zatrucia węzłów chłonnych. Zabiegi laserowe przynoszą również ulgę w stanach ostrego, chronicznego zapalenia ucha oraz w leczeniu szumów usznych. Dodatkowo, laserem można wykonać plastykę błony bębenkowej, co poprawia jakość słyszenia u pacjenta.

Ginekologia

Już w latach 80. zaczęto prowadzić badania nad zastosowaniem termoterapii w leczeniu mięśniaków. Początkowo skupiono się na dużych i głęboko osadzonych mięśniakach. Używano do tego elektrod diatermicznych. Jednak wraz z rozpowszechnieniem laserów terapeutycznych uznano lasery za skuteczniejsze źródło energii. Dowiedziono, że zastosowanie lasera do usuwania mięśniaków pozwala na uzyskanie lepszych efektów i jest znacznie bezpieczniejsze.



Rys. 6.11. Schemat umiejscowienia mięśniaków [279]

Zbieg polega na wprowadzeniu za pomocą laparoskopu włókna laserowego do łożyska naczyniowego, które zaopatruje mięśniaka i doprowadza do jego koagulacji. Powoduje to, że mięśniak znacznie się zmniejsza lub całkowicie zanika. Dzieje się tak pod wpływem odcięcia dopływu krwi, które powoduje znikanie żywych fragmentów mięśniaka.

Kardiologia

Jakiś czas temu odkryto, że serce może być stymulowane impulsami elektrycznymi jak i również światłem. Może to wnieść znaczące zmiany do rozwoju kardiologii. Amerykańscy naukowcy wykorzystali już laser, który działa w podczerwieni, do regulacji rytmu serca kilkudniowego embrionu przepiórki. Pozwoliło im to kontrolować szybkość pulsu, regulując w ten sposób siłę uderzenia krwi o mięsień. Metoda tę można wykorzystać przy sprawdzeniu w jaki sposób różny rytm serca może wpływać na pojawianie się chorób serca.

Mięsień sercowy jest czuły na różne tempo przepływania krwi. Tradycyjne rozruszniki mają mniejsze możliwości niż te, które daje wykorzystanie lasera. Napięcie elektryczne, przykładane do tkanki, sprawia, że prąd rozchodzi się wszędzie i stymuluje znacznie większy obszar. Laser natomiast pozwala na skoncentrowanie promienia, i póki co, teoretyczne stymulowanie nawet pojedynczej komórki. Kolejną zaletą użycia lasera jest to, że nie niszczy on komórek jak w przypadku prądu, którego użycie często powoduje zniszczenie części z nich. Dlatego też wyniki eksperymentów są bardziej precyzyjne i nie zachodzą w nich żadne niepożądane zmiany.

Onkologia

Zabieg laserem może znacznie obniżyć cierpienia pacjentów dotkniętych rakiem krtani. Może w ten sposób wyeliminować potrzebę radioterapii, pomóc zachować mowę oraz skrócić czas leczenia i rekonwalescencji. Cały zabieg polega na zastosowaniu nowego typu **lasera pulsacyjnego KTP – tzw. zielony laser**. Poddaje się uszkodzeniu wszystkie naczynia krwionośne, które zasilają guz. Pozwala to jednocześnie na ochronę strun głosowych przed oparzeniami. W przeciwieństwie do użycia skalpela, laser pozwala na zachowaniu funkcji mowy. Dzieje się tak dzięki niezwyklej zdolności lasera pulsacyjnego, który wysyła pojedyncze impulsy, więc miękkie tkanki mają czas ostygnąć. W skutek tego struny głosowe nie są poparzone, nie powstają na nich blizny, dzięki czemu po zabiegu nadal mogą drgać.

Trwają również badania nad wykrywaniem przerzutów czerniaków w węzłach chłonnych. Metoda polega na wykrywaniu ultradźwięków wytwarzanych podczas uwalniania energii dostarczonej wcześniej do komórek nowotworowych za pomocą lasera. Opiera się to na właściwości komórek czerniaka, które prawie w 95 % przypadków wytwarzają melaninę. Ten brązowy barwnik posiada do pochłaniania niektórych barw światła, dzięki temu możliwe jest wybiórcze przekazanie im sporej ilości energii przy pomocy odpowiedniego lasera. Ilość energii jaką przekazuje się próbce, którą podejrzewa się o zawartość melaniny można zmierzyć za pomocą detektora ultradźwięków, gdyż jedną z głównych form uwalniania energii do otoczenia, przez naładowane laserem melanocyty jest właśnie wytwarzanie fal ultradźwiękowych.

Laser służy również do usuwania przerzutów z płuc. Dzięki dużej długości efektywniejsze staje się cięcie tkanki płuc oraz lepsza koagulacja zawartych w niej naczyń. Ponad to zapewnia bardzo dobre uszczelnianie mięszu płucnego, bez ubocznego efektu zwęglania tkanki. Dzięki laserowi można w bezpieczny sposób wykonać nacięcie płuc. Na podstawie badań stwierdzono, że resekcja przerzutów nowotworowych do płuc przedłuża życie chorych i może być drogą do całkowitego wyleczenia. Długość emitowanej fali jest przystosowana do mięszu płucnego, dzięki czemu laser nie powoduje krwawienia i zniszczeń w tkankach. Daje to większe szanse na usunięcie dużej części nowotworu.

Fotoablacja od niedawna wykorzystywana jest w leczeniu guzków tarczycy. Dzięki niej duża część pacjentów może uniknąć zabiegu operacyjnego. Dotyczy to szczególnie osób, u których operacja chirurgiczna jest niemożliwa. Wszelkie możliwe badania wskazują, że fotoablacja laserowa łagodnych zmian ogniskowych tarczycy przynosi bardzo dobre rezultaty. Zaletami fotoablacji laserowej łagodnych zmian ogniskowych tarczycy są:

- możliwość zrezygnowania z zabiegu operacyjnego,
- pacjent nie potrzebuje dalszej hospitalizacji,
- metoda nie wymaga znieczulenia ogólnego,
- nowoczesność i wysoka skuteczność zabiegu,
- krótki czas rekonwalescencji,
- u pacjentów wymagających podawania radiojodu pozwala zmniejszyć dawkę przyjmowanego izotopu zmniejszając niekorzystne następstwa terapii.

Zabieg laserowy jest całkowicie bezbolesny, a co najważniejsze nie wymaga znieczulenia. Fotoablację laserową możemy także zastosować w przypadku nadczynnych guzków tarczycy przed planowanym leczeniem radiojodem. Dzięki temu zmniejsza się aktywność i objętość guzka, a w konsekwencji ilość zastosowanego jodu promieniotwórczego maleje.

Ortopedia

Wiele kontuzji ortopedycznych można już teraz skorygować dzięki chirurgii laserowej. Zabiegi laserowe wykonuje się dużo mniej inwazyjnie. Laser sprawia, że ryzyko wylewu krwi do stawu jest mniejsze, powoduje również zmniejszenie obrzęku po operacji. Najczęściej wykorzystywanym w przypadkach zabiegów ortopedycznych jest laser holmowy. Laser stosuje się do leczenia takich urazów i kontuzji jak:

- Wygladzanie chrząstki – chrząstkę wygładza się bez kontaktowo – używając specjalnych końcówek lasera. Wygładza się część chrząstki dotkniętą zmianami zwyrodnieniowymi. Możliwe jest jednak minimalne uszkodzenie zdrowej części stawu.

- Obkurczanie torebki stawowej – laser stosuje się tu w celu ustabilizowania stawu barkowego, w przypadku jednokierunkowego lub wielokierunkowego braku stabilności.
- Ablacja kości – zastosowanie lasera umożliwia ablację kości i innych tkanek twardych bez dodatkowego drażnienia mechanicznego i wewnętrznego krwawienia.
- Wycięcie błony maziowej.
- Wycięcie łkotki – Zastosowanie specjalnych wąskich końcówek, umożliwia dotarcie do trudno dostępnych miejsc przez co zabieg staje się dużo łatwiejszy.
- Zwinięcie rzepki – laser umożliwia wykonanie tego zabiegu przy minimalnym krwawieniu oraz wyśrodkowanie rzepki.

Laserowe obkurczanie, zwane LACS (Laser Assisted Capsular Shift) torebki stawu barkowego to zabieg, który powoduje zmniejszenie torebki stawowej i wzmocnienie tkanki łącznej. Dzieje się tak dzięki użyciu wiązki światła o niskiej energii i małej częstotliwości przez krótki czas. Zabieg ten jest właściwie bezinwazyjny, ponieważ laser zostaje wprowadzony do stawu poprzez małe dziurki, jak w artroskopii. Przed samym zabiegiem laserowym stosuje się fizykoterapię, która ma za zadanie wzmocnić pas rotacyjny barku i mięśnie stabilizujące łopatkę. Zabieg obkurczania laserem można także przeprowadzać na kostkach i kolanach. W szpitalach stosuje się głównie laser o częstotliwości radiowej. Stosowane są także lasery **Ho: YAG** (Holmium: yttrium-aluminium-gamet) jednak znacznie rzadziej, ponieważ są dosyć kosztowne. Ta metoda leczenia jest stosunkowo młoda i nie ma jeszcze wieloletnich obserwacji mówiących o efektach ubocznych zabiegu. Laserowe obkurczanie torebki stawu barkowego znajduje się na etapie eksperymentu.

Czasami zdarza się, że zrost kości jest utrudniony i cały proces znacznie się wydłuża. Dzięki nowoczesnej technologii i laseroterapii nie trzeba już czekać tak długo. Światło lasera skutecznie wspomaga i przyspiesza zrost kości. Jest to spowodowane tym, że światło lasera emituje energię działającą na poziomie atomu, przemieszczając elektrony na jego orbitach. Promieniowanie lasera wywołuje fizjologiczne odruchy układu naczyniowego skóry, co poprawia jej ukrwienie i pobudza procesy metaboliczne i wywołuje reakcje w narządach wewnętrznych. Ma to wpływ na zwiększenie przepływu krwi, uaktywnia działanie szpiku kostnego, podnosi stężenie adrenaliny, histaminy i serotoniny, co jest mechanizmem działania przeciwbólowego. Pobudzane w ten sposób kości zrastają się szybciej i są mocniejsze, a czas rekonwalescencji znacznie skrócony.

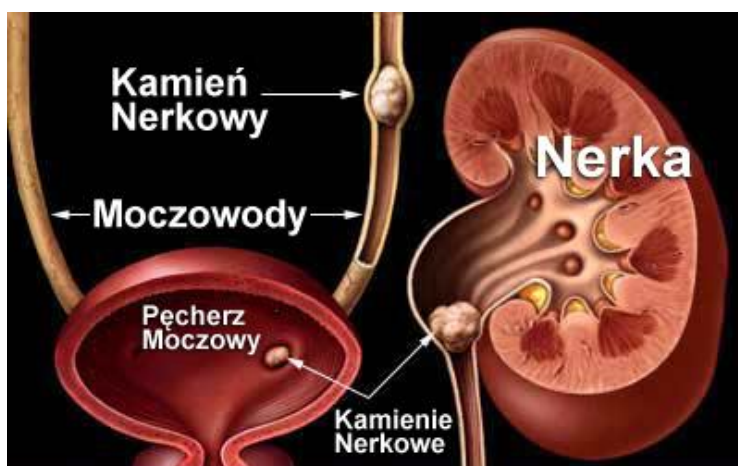
Proktologia

Po raz pierwszy zastosowanie laserów w proktologii nastąpiło w 1989 roku. Odbyło się to podczas operacyjnego wycięcia hemoroidów laserem CO₂. Następnie w 1990 roku D.T. Masson opisał przypadki 91 chorych, u których wykonano hemoroidektomię laserem CO₂ w warunkach ambulatoryjnych z dobrymi wynikami. Zaletą lasera CO₂ jest dokładne zlepianie się cząsteczek końców przeciętych nerwów i naczyń limfatycznych. Zmniejsza to bolesność zabiegu i zapobiega powstawaniu obrzęków, zwiększając komfort pooperacyjny. Nie narusza także tkanek sąsiadujących z operowanym obszarem, ma działanie hemostatyczne i bakteriobójcze, a ponad to sprzyja szybkiemu gojeniu ran. Do operacji hemoroidów wykorzystywane są dwa rodzaje laserów – laser Nd: YAG do fototerapii guzków krwawniczych i lasera CO₂ do terapii żylaków odbytu.

Urologia

Lasery w urologii są stosowane do kruszenia złogów w moczowodach, leczeniu przerostu prostaty, leczeniu raka stercza, raka pęcherzy moczowych, w chirurgii raka nerek oraz wielu innych. Postęp technologiczny spowodował, że usuwanie kamieni przebiega dziś mało inwazyjnie. Do jednej z takich metod zalicza się laserowe usuwanie kamicy moczowej, zwaną litotrypsją (rys. 81.2).

Przy wyborze metody usuwania ma znaczenie wielkość zalegającego kamienia. Pacjenci u których kamienie osiągnęły średnicę nie większą niż 4 mm, mogą je samoistnie wydalić wraz z moczem. Osoby, u których wykryto kamienie o średnicy większej niż 7 mm, są zmuszeni poddać się zabiegowi. Metodę laserowego usuwania kamicy moczowej jest najczęściej stosowaną metodą leczenia, ze względu na swoją skuteczność i bezpieczeństwo. Zabieg ten wykonuje się u osób, u których wykryto kamienie o średnicy 1,5 – 2,0 cm. Pacjent zostaje znieczulony dożylnie lub farmakologicznie. Leczenie odbywa się przy wykorzystaniu fal elektromagnetycznych, emitujących sygnały ultradźwiękowe do miejsca, gdzie występują kamienie. Dzięki oddziaływaniu fal, kamienie rozkruszają się i ich fragmenty są wydalane drogą moczową. Powikłania, jakie mogą występować, ograniczają się do kolki nerkowej i krwiomoczu. Niekiedy metodę laserowego kruszenia kamicy moczowej, stosuje się jako zabieg uzupełniający w chwili, gdy wcześniejsza interwencja przy użyciu danej metody, nie przyniosła oczekiwanych rezultatów.



Rys. 8.12. Schemat umiejscowienia kamienia nerkowego w układzie moczowym człowieka [279]

Stomatologia

Najpopularniejsze metody zastosowania laser znajduje w leczeniu próchnicy zębów stałych – laserem YAG: Er, używanego do tkanek stałych, opracowywaniu ubytków przyszyjkowych oraz patologicznego starcia zębów. Dzięki właściwościom lasera wiele procedur dentystycznych, które przy zastosowaniu metod tradycyjnych wymagają znieczulenia, można przeprowadzić bez konieczności podawania środków znieczulających lub ograniczyć do podania wyłącznie znieczulenia miejscowego.

Franektomia, periodontologia, ortodoncja i implantologia to dziedziny, w których laser stał się bezkonkurencyjny. Zabieg nim prowadzony jest bezpieczny, a także ogranicza czas wykonywania go. Jego precyzja i skuteczność na ogromne znaczenie przy dzisiejszym leczeniu takich schorzeń jak np. usunięcie tkanki dziąsłowej, znajdującej się wokół implantu. Dzięki fali świetlnej emitowanej przez laser, tkanka dziąsłowa zostaje sukcesywnie usuwana, zgodnie z kierunkiem linii wysyłanego światła. Energia świetlna, wykorzystywana przez urządzenie, nie posiada zdolności iskrzenia oraz właściwości cieplnych, co zapobiega odrzuceniu implantu. Jest to bardzo ważne, gdyż implant musi być mocno osadzony pomiędzy połączeniem, a elementem utrzymującym zaaplikowany implant. Zalety laserowego usuwania implantów to:

- brak dolegliwości bólowych podczas przeprowadzania zabiegu,
- brak dolegliwości podczas gojenia pooperacyjnego,
- brak występowania przykurczu rany,
- brak bliznowacenia.

Postęp technologiczny spowodował nie tylko szybkie i skuteczne przeprowadzanie zabiegów, ale także mobilność urządzeń, od których zależy wynik przeprowadzanego zabiegu. W protetyce stomatologicznej wykorzystuje się bardzo wiele rodzajów lasera CO₂. Operacje korygujące stan błony śluzowej podłoża protetycznego z zastosowaniem lasera CO₂ nie są uciążliwe dla pacjentów. W stomatologii zastosowanie znajdują:

- lasery miękkie – nazywane także laserami biostymulacyjnymi, o małej i średniej mocy (do 0,05 W),
- lasery twarde – duża moc (powyżej 0,05 W).

Lasery miękkie stosowane są do takich zabiegów jak: suchy zębodół, neuralgia nerwu trójdzielnego, parestezje gałęzi nerwu żuchwowego, zmiany okołowierzchołkowe zębów, szczękoscisk, obrzęki po zabiegowe, a także gojenie połączeń ustno-zatokowych. Jednak od kilku lat widoczna staje się tendencja odchodzenia od tego typu laserów. Na ich miejsce wchodzi nowa generacja laserów twardych. Są one przeznaczone do wywoływania kontrolowanych procesów destrukcyjnych i obróbki ubytków tkanki twardej, do której zalicza się: koagulację, cięcie, odparowanie i fotoablację. Jednak można nimi także operować tkankę miękką, dzięki nowoczesnemu systemowi mikroprocesorowemu. Lasery stomatologiczne twarde są więc uniwersalne. Skuteczność zabiegu i efekt zmian wywołanych w tkankach biologicznych zależy m.in. od energii lub mocy promieniowania, szerokości impulsu, czasu oddziaływania, właściwości absorpcyjnych tkanki oraz gęstości energii lasera.

Chirurgia ogólna

Lasery mają w chirurgii ogromne zastosowanie. Coraz powszechniej zastępują skalpele na sali operacyjnej, pozwalając na skuteczniejsze, bezpieczniejsze i mniej inwazyjne przeprowadzanie niektórych zabiegów. W odróżnieniu od tradycyjnej chirurgii, właściwości lasera pozwalają na ograniczenie krwawienia pooperacyjnego za sprawą skondensowanej wiązki promieni światła działającej na otwartą ranę, co powoduje zgrzewanie poprzecinanych naczyń krwionośnych pod wpływem ciepła. Ponad to ułatwiają dostęp do miejsc, do których dotarcie przy pomocy tradycyjnego skalpela byłoby niemożliwe. Co więcej, laser dzięki swojej precyzyjności jest idealnym narzędziem do przeprowadzania zabiegów na np. mózgu człowieka, które wymagają cięć nierzadko subtelniejszych od ludzkiego włosa.

Natężenie wiązki promienia lasera można dowolnie dostosowywać do potrzeb. Lasery o małej mocy służą do spajania rozerwanych tkanek lub krwawiących naczyń krwionośnych. Przy dużej mogą przebijać lub unicestwiać tkanki i są użyteczne do oczyszczania zablokowanych arterii lub niszczenia chorych tkanek.

Przykładowym zastosowaniem lasera w chirurgii może być udrażnianie przy jego pomocy przełyku w chorobach nowotworowych, hamowanie krwawienia z górnego odcinka przewodu pokarmowego czy leczenie łagodnych nowotworów jelita grubego. W neurochirurgii są wykorzystywane do usuwania oponiaków, glejaków i nerwiaków, natomiast w chirurgii naczyniowej za pomocą laserów wykonywana jest przezskórna angioplastyka.

Laserowa angioplastyka

Angioplastyka jest to zabieg podskórny, polegający na udrażnianiu naczyń krwionośnych, które w wyniku choroby zostały zamknięte. Angioplastykę stosuje się dla tętnic wieńcowych, szyjnych, narządów wewnętrznych oraz, w sporadycznych przypadkach, dla naczyń żylnych. Zabieg wykonuje się najczęściej w przypadkach miażdżycy, świeżych zawałów serca, choroby wieńcowej oraz udarów mózgu. Współczesne leczenie schorzeń wewnątrznaczyniowych, opiera się na wykorzystaniu implementacji stentu, angioplastyki dynamicznej lub angioplastyki balonowej.

Laserowa angioplastyka jest pochodną angioplastyki balonowej. Podobieństwa doszukać się można w sposobie udrażniania, gdzie w angioplastyce laserowej, na niedrożny odcinek tętnicy zostaje skierowany promień lasera, który wydrąży kanał i następnie wykorzystując angioplastykę balonową, przeprowadza się dalszą część zabiegu, gdzie w razie potrzeby wszczepia się stent – protezę w kształcie walca, mechanicznie rozszerzającą tętnice i podtrzymującą ten stan. Angioplastyka laserowa jest trwalsza i skuteczniejsza od angioplastyki balonowej, ze względu na problem związany z wytrzymałością balonika wypełnionego solą fizjologiczną wraz z środkiem cieniującym, który umieszcza się w tętnicy. Przy wykorzystaniu angioplastyki laserowej, ściany serca są udrażniane w taki sposób, aby krew bezproblemowo przedostawała się do mięśnia serca.

8.9. Przykłady laserów

Laser jagowo-neodymowy (Nd: YAG)

Stosuje się go w zabiegach endodoncji, gdyż powoduje poszerzenie i sterylizację kanałów korzeniowych oraz jest pomocny w periodontologii. Laser ten emituje falę o długości 1064nm, która doprowadzana jest za pomocą giętkiego światłowodu o grubości 0,2mm, 0,3mm lub 0,4mm do pola operacyjnego. Zabieg jest bezkrwawy i bezbolesny. Nd: YAG stosowany jest również w leczeniu nadwrażliwości zębiny na bodźce termiczne. Wykorzystywany jest do opracowania tkanek zębów, w razie wystąpienia próchnicy powierzchniowej i średniej. Laser działa silnie sterylizująco, co zmniejsza ryzyko wystąpienia infekcji po zabiegu.

Przykłady zastosowań lasera jagowo-neodymowego.

Tkanki miękkie:

- kiretaż,
- redukcja płytki bakteryjnej,
- usunięcie złogów nazębnych,
- usuwanie łagodnych zmian nowotworowych i zapalnych,
- zatrzymanie krwawienia,
- przygotowanie pola protetycznego,
- nadżerki,
- opryszczka wargowa,
- plastyka dziąseł,
- afty.

Tkanki twarde:

- odsłanianie brzegu oszlifowanych filarów zębowych,
- leczenie nadwrażliwości zębiny,
- leczenie endodontyczne,
- działanie bakteriobójcze,
- przygotowanie dna ubytku przed założeniem wypełnienia,
- leczenie zmian okołowierzchołkowych.



Rys. 8.13. Laser jagowo-neodymowy [293]

Laser jagowo-erbowy (Er: YAG)

Jego inna nazwa to „turbina świetlna”. Jest on przeznaczony do opracowywania twardych tkanek zębów w leczeniu próchnicy i powikłań, jakie generuje. Emituje falę o długości 2940nm, którą jest bardzo dobrze absorbowana

przez wszystkie składniki twardej tkanki zęba. Ten typ lasera wysyła stosunkowo krótkie impulsy z długim czasem przerw pomiędzy nimi. Powoduje to, że tkanki sąsiadujące z miejscem napromieniowania nie odczuwają praktycznie wcale efektu termicznego. Twarde tkanki usuwane są za pomocą "mikrowybuchów". Dodatkowo stosowany jest system chłodzenia sprayem wodnym, który zapobiega nagrzewaniu się powierzchni i zwiększa skuteczność oddziaływania promieniowania.



Rys. 8.14. Laser jagowo-erbowy [279]

Zakres zastosowania

Zabiegi na tkance twardej:

- Wszystkie typy obróbki ubytków zęba bez ryzyka mikropęknięć czy przegrzania miazgi.
- Obrabianie i wytrawianie powierzchni tkanki twardej z uzyskaniem optymalnej chropowatości pozwalającej na efektywne łączenie o dużej trwałości.
- Łatwe usuwanie starych kompozytów.

Zabiegi kostne:

- Wydłużenie korony kostnej,
- Przycinanie, konturowanie,
- Osteoplastyka i osteotomia,
- Okienkowy dostęp do apeksu.

Chirurgia tkanki miękkiej:

- Cięcia wewnętrzne i zewnętrzne,
- Naświetlania implantów i zębów zatrzymanych,
- Operkulektomia,
- Frenektomia,
- Wybrużdżenie dziąseł do wycisku,
- Gingiwektomia,
- Gingiwoplastyka,
- Usuwanie włókniaków,
- Biopsje,
- Plastyka przedsionka,
- Nacinanie i drenaż ropni,
- Leczenie afty i opryszczki
- Leczenie wszczepowych stanów zapalnych

Zabiegi w obrębie ozębnej:

- Czyszczenie i dezynfekcja kieszonek zębowych,
- Chirurgiczne opracowanie bruzd,
- Usuwanie chorych tkanek miękkich i ziarniny,
- Gojenie przyzębia brzeżnego.

Endodoncja:

- Oczyszczanie, osuszanie i odkażanie kanału zębowego bez warstw rozmazowych,
- Przygotowanie końcówek nerwów,
- Amputacja miazgi,
- Apikoektomia.

Laser gazowy CO₂

Ten laser składa się ze sterownika i głowicy laserowej, która generuje wiązkę światła. Długość fali tego promieniowania to 10600 nm. Zalicza się je do niewidzialnego podczerwonego zakresu widma. Woda świetnie pochłania to promieniowanie laserowe, więc laser CO₂ przeznaczony jest głównie do tkanek miękkich, aczkolwiek w tkankach twardych jego działanie wykorzystywane jest do nadtapiania i rekrytalizacji powierzchniowych warstw szkliwa i zębiny. Laser ten powoduje zmianę zogniskowanej energii promieniowania w ciepło, co przyczynia się do kontrolowanego cięcia tkanki. Im większa moc lasera, tym cięcie staje się coraz szybsze, głębsze i jego obszar martwicy wzrasta. Laser CO₂ daje świetne efekty w usuwaniu wczesnych zmian chorobowych takich jak: nadziąślaki, włókniaki, brodawczaki, przecinanie wędzidełek warg i języka, pogłębianie przedsionka, wycinanie przerośniętych dziąseł, usuwanie naczyniowych zmian chorobowych, przygotowanie jamy ustnej do protezowania itp. W zmianach okołowierzchołkowych laser CO₂ powoduje odparowanie patologicznie zmienionych tkanek.

Działanie hemostatyczne lasera CO₂ ma znaczenie w zabiegach:

- rozległych, związanych z dużą utratą krwi,
- w obficie unaczynionych tkankach,
- u pacjentów z zaburzeniami układu krzepnięcia,
- usuwania zmian naczyniowych,
- w chirurgii onkologicznej dla zmniejszenia niebezpieczeństwa rozsiewu komórek nowotworowych poprzez naczynia krwionośne.

Zalety zabiegu z użyciem laseru CO₂:

- zabieg jest bezkrwawy i bezbolesny (w związku z tym nie ma potrzeby tamponowania i szycia rany),
- szybkość wykonania,
- cięcie tkanek nie wymaga kontaktu z powierzchnią operowaną wskutek czego jest dobra widoczność pola operacyjnego,
- zabieg nie pozostawia ściąających blizn, które powstają po zabiegach chirurgii tradycyjnej,
- brak powikłań,
- wysoka tolerancja zabiegów laserowych przez pacjentów,
- metoda nie jest obciążająca, dlatego może być stosowana bezpiecznie u ludzi w podeszłym wieku.



Rys. 8.15. Laser CO₂ [279]

Lasery wykorzystywane są już niemal w każdej dziedzinie medycyny. Pozwalają na osiągnięcie spektakularnych efektów przy małej inwazyjności. Szereg ich zalet sprawia, że są póki co bezkonkurencyjne. Mimo to ciągle trwają badania nad ich innowacyjnymi zastosowaniami oraz ulepszeniami technologicznymi. W miarę upływu czasu mogą stać się przepustką ludzkości do opanowania jak na razie nieuleczalnych schorzeń.

9. Komputerowe wspomaganie projektowania endoprotezy stawu kolanowego człowieka

Wraz z rozwojem nauki i techniki znacząco rozwinęła się współczesna medycyna. W dzisiejszych czasach lekarze posiadają wiele nowoczesnych, skomplikowanych i wyspecjalizowanych narzędzi, które pomagają ratować ludzkie życie. Tak szybki rozwój zawdzięcza się współpracy lekarzy oraz inżynierów wymieniających się wspólnie doświadczeniami.

Przykładem zastosowania zaawansowanych technologii w medycynie jest endoprotezoplastyka. W skrócie, jest to zabieg mający na celu wyeliminowanie zmienionego chorobowo stawu (bądź jego części) i wstawieniu elementu sztucznego, który przejmuje jego funkcję [185]. Powodem, dla którego stosuje się tak zaawansowane leczenie, jest wiele chorób zwyrodnieniowych, które niszczą struktury anatomiczne stawu i upośledzają jednocześnie jego funkcjonalność. Endoprotezoplastyka to metoda wykorzystywana głównie w przypadku stawu biodrowego i kolanowego. Dzięki niej pacjentom zostaje przywrócona sprawność kończyny, co wpływa znacznie na poprawę ich samopoczucia. W prezentowanej pracy skupiono się na wymianie stawu kolanowego, który jest jednym z najbardziej obciążonych i skomplikowanych stawów.

Budowa i fizjologia ludzkiego ciała jest bardzo złożona i wiąże się z licznymi problemami stawianymi konstruktorom. Zastąpienie elementu naturalnego sztucznym wymaga znajomości anatomii oraz procesów zachodzących w ludzkim organizmie. Ponadto, wymagana jest wiedza o materiałach akceptowalnych przez organizm, które nie ulegną szybkiej degradacji i zniszczeniu. Innym problemem jest różnorodność. Każdy człowiek jest inny i posiada odmienne parametry stawu kolanowego. Dlatego należy uwzględnić te problemy w trakcie konstruowania endoprotezy.

Aktualnie na rynku istnieje wiele modeli endoprotez wykorzystywanych do leczenia, a prezentowany w pracy projekt ma uzmysłwić stopień skomplikowania procesu konstruowania tego typu implantów oraz przedstawić problemy wynikające z anatomii i fizjologii ciała ludzkiego.

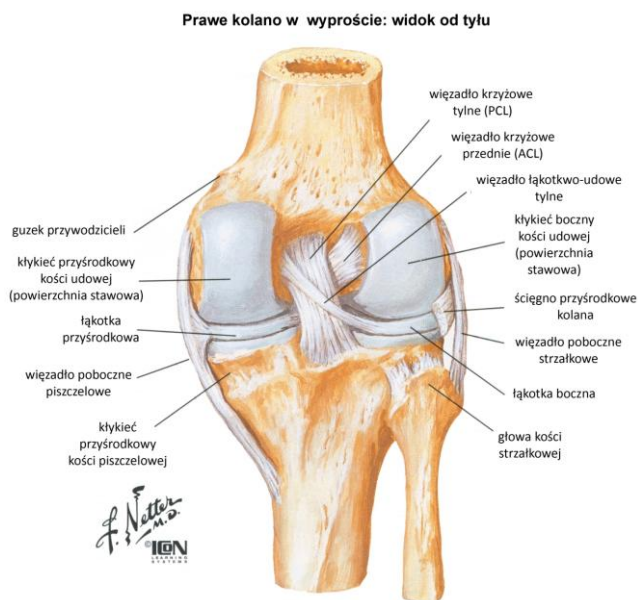
¹ Studenckie Koło Naukowe "Informatyk" przy Instytucie Technologicznych Systemów Informatycznych

² Instytut Technologicznych Systemów Informatycznych, Zakład Systemów Informatycznych

9.1. Budowa stawu kolanowego człowieka

Głównym zadaniem stawu kolanowego jest połączenie trzech kości: udowej, piszczelowej i strzałkowej. Kolano stanowi również przegub, który przekazuje obciążenia ruchu pomiędzy tymi elementami. Ukształtowanie powierzchni stawowych oraz zakres ruchu zależy od ilości stopni swobody, a także od obciążeń, jakie w danym stawie występują.

Kolano pod względem budowy jest bardzo skomplikowane i rozbudowane. Poniżej, na rysunku 9.1. przedstawiono prawe kolano w wyproście.



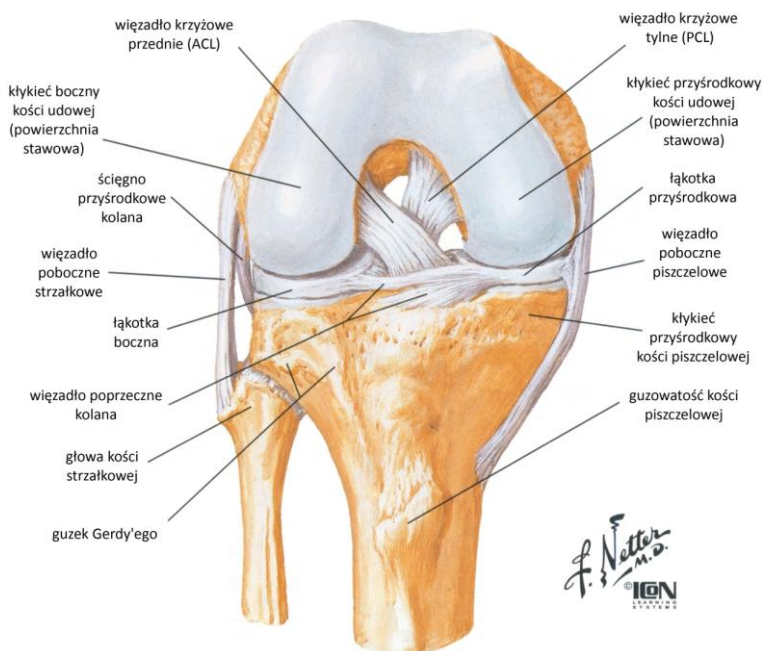
Rys. 9.1. Prawe kolano w wyproście. [168]

Na powyższym rysunku można zidentyfikować kość udową, piszczelową oraz najcieńszą kość strzałkową. Ponadto oznaczone są powierzchnie stawowe obydwu kłykci i poszczególne więzadła. Węzadło krzyżowe przednie (ACL) oraz więzadło krzyżowe tylne (PCL) łączą ściśle kość udową i kość piszczelową. Podczas rotacji zgiętego kolana więzadła te owijają się wokół siebie. Stabilizację stawu w kierunku poprzecznym zapewniają więzadła poboczne: piszczelowe oraz strzałkowe. Główną pracę wykonują wówczas, gdy kolano jest wyprostowane, usztywniając cały staw [7, 168].

Na rysunku 9.2. przedstawiono prawe kolano w zgięciu, na którym widać wyraźnie powierzchnie stawowe kości udowej. Z obrazku wynika, że dolną część kości udowej stanowią dwa kłykcie: boczny oraz przyśrodkowy. Kość

piszczelowa jest natomiast zakończona panewką, jednak w medycynie używa się określenia kłykci. Chrzóstka stawowa, która pokrywa kłykcie kości udowej i piszczelowej, ma za zadanie zapewnić bezstratny ruch ślizgowy oraz zabezpieczyć staw kolanowy przed niewielkimi przeciążeniami.

Prawe kolano w zgięciu: widok od przodu



Rys. 9.2. Prawe kolano w zgięciu [168]

Staw kolanowy jest bardzo złożonym mechanizmem. Składa się z wielu tkanek, a każda z nich ma określone zadanie i cel. Wszystkie elementy stawu kolanowego muszą ze sobą ściśle współpracować i być w pełni sprawne. Gdy chociażby jeden z elementów zostanie uszkodzony, cały staw kolanowy może stać się niesprawnym. Ważne jest unikanie wszelkiego rodzaju kontuzji. Wspaniałą cechą organizmu ludzkiego jest zdolność do regeneracji. Niektóre kontuzje goją się same, inne zaś wymagają ingerencji lekarza. Pomimo tego, lekarz nie odpowiada za regenerację komórek, a wprowadza tylko określone warunki po to, by organizm prawidłowo wracał do sprawności.

9.2. Biomechanika stawu kolanowego człowieka

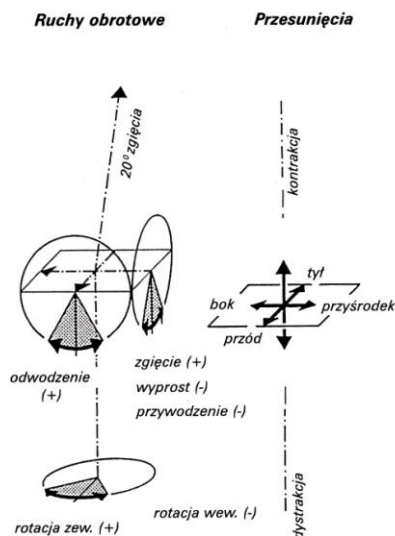
W teorii, staw kolanowy posiada sześć stopni swobody. Trzy stopnie swobody to ruch rotacyjny zaś pozostałe odnoszą się do ruchu postępowego. Ruchy przesunięcia wg Jakoba są następujące [185]:

- w kierunku przednio-tylnym,
- w kierunku przyśrodkowo-bocznym,
- kompresja – dystrakcja.

Ruchy obrotowe względem poszczególnych osi kolana to [185]:

- prostowanie – zginanie,
- przywodzenie – odwodzenie,
- rotacja wewnętrzna – zewnętrzna.

Powyższy opis doskonale obrazuje i pomaga zrozumieć rysunek 9.3.



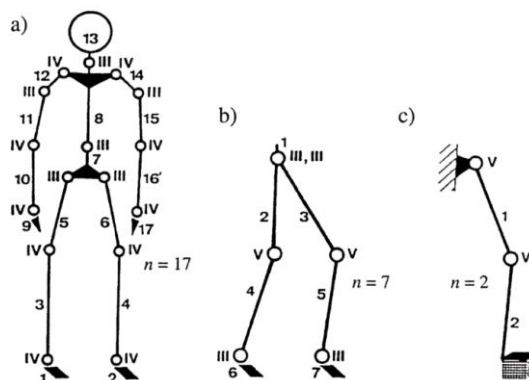
Rys. 9.3. Stopnie swobody stawu kolanowego wg Jakoba [185]

Istotne jest, że większość stopni swobody znosi się wzajemnie, bądź jest ograniczona przez mięśnie i ścięgna. W efekcie można uznać, iż staw kolanowy posiada jeden stopień swobody [7]. Tym najważniejszym ruchem jest zginanie i wyprost. Ewentualnie, gdy kolano jest zgięte, istnieje możliwość obrotu względem osi podłużnej – wtedy pojawia się możliwy drugi stopień swobody.

Takie podejście istnieje również w teorii mechanizmów i manipulatorów. Staw kolanowy traktowany jest jako para biokinematyczna klasy V o jednym stopniu swobody, bądź para biokinematyczna klasy IV o dwóch stopniach swobody. Rysunek 10.4. przedstawia przykładowe schematy wielocłonowych modeli ciała człowieka z uwzględnieniem połączenia, jakim jest staw kolanowy.

Zakres ruchów w stawie kolanowym opisany jest przy pomocy kątów. W przypadku wyprostu i zgięcia, wartości kątów wynoszą odpowiednio $10^\circ - 0^\circ - 145^\circ$, gdzie kąt 0° odpowiada wyprostowanemu kolanu. W przypadku zgiętego kolana rotacja wewnętrzna wynosi 15° , a rotacja zewnętrzna 35° [185]. Kettelkamp opisał zakres ruchomości w przypadku czynności wykonywanych w życiu codziennym:

- chód $0^\circ - 67^\circ$,
- siadanie $0^\circ - 93^\circ$,
- chodzenie po schodach $0^\circ - 90^\circ$.

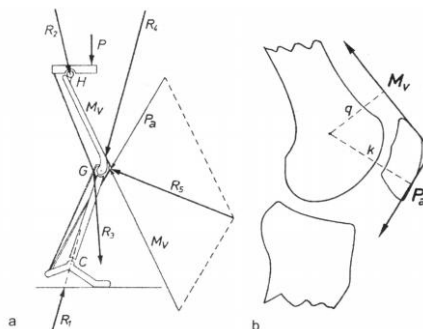


Rys. 9.4. Schematy strukturalne wybranych części ciała człowieka: a) model całego ciała; b) model kończyn dolnych; c) model pojedynczej kończyny dolnej [78]

Staw kolanowy musi przenieść duże, a zarazem różnorodne obciążenia. Wartości tych obciążeń są największe w stosunku do pozostałych połączeń kostno-stawowych. Analizowany staw łączy ze sobą trzy kości: udową, piszczelową oraz strzałkową. Dodatkowo w stawie występuje rzepka.

Na kolano mają wpływ siły wewnętrzne mięśni oraz siły zewnętrzne. Przykładową siłą zewnętrzną może być siła grawitacji. Istotne są również: masa ciała człowieka, siła występująca w danym mięśniu oraz wartości poszczególnych kątów między osiami części ciała. Naprężenia występujące w stawie kolanowym mogą kilkukrotnie przewyższać ciężar ciała. Co więcej, siły i momenty mogą działać w różnych kierunkach.

Wiedza o biomechanice kolana jest wciąż rozwijana i potwierdzana licznymi doświadczeniami. Wraz z rozwojem tej wiedzy stworzono wiele modeli biomechanicznych opisujących zarówno ruch, jak i obciążenie. Utworzone modele odnoszą się najczęściej do typowych czynności wykonywanych przez człowieka. Dominującym schematem obciążeń stawu kolanowego jest model Maqueta, pokazany na rysunku 9.5.



Rys. 9.5. Model obciążeń stawu kolanowego zaproponowany przez Maqueta: a) staw udowo-piszczelowy, b) staw udowo-rzepakowy [7]

Podczas stania na obu nogach kolana obciążone są około 85% masy całego ciała. Wynika to z faktu, że do obciążenia nie zaliczają się części nóg poniżej kolan. Tak więc, dla osoby o masie 70 kg staw kolanowy obciążony będzie siłą o wartości 292N. Z kolei, w przypadku stania na jednej nodze obciążenie stawu wyniesie około 93% masy ciała [7].

Taką sytuację wraz z opisem sił przedstawia poniższy rysunek. Oznaczenie poszczególnych sił: [7]

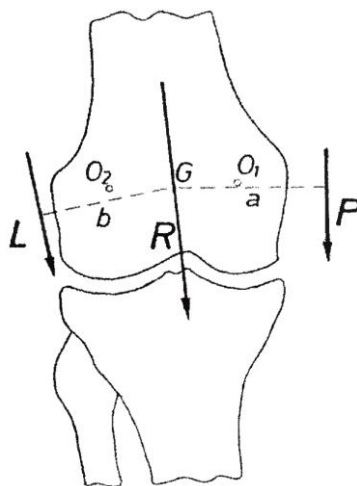
R – wypadkowa obciążeń masy ciała,

L – obciążenia wynikające z oddziaływania pasma biodrowo-piszczelowego,

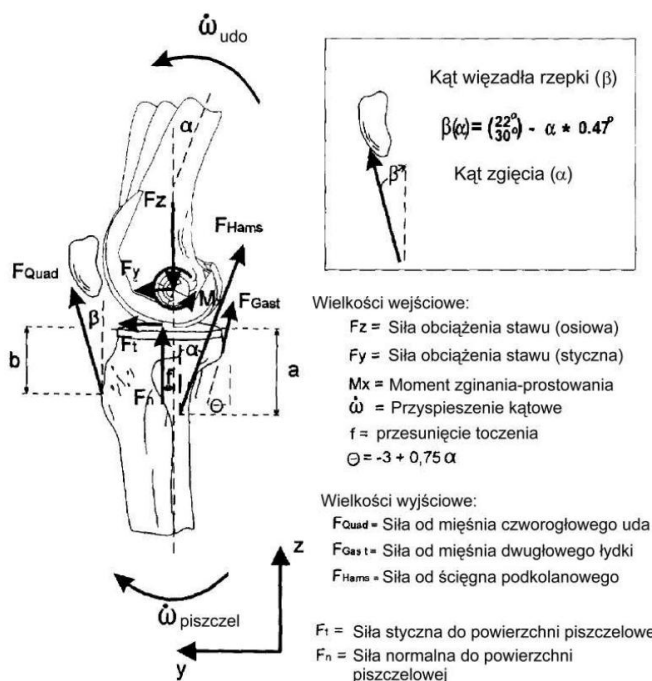
a, b – ramiona działania poszczególnych sił,

O1, O2 – środki krzywizn kłykci.

Inny dokładny i czytelny model przedstawili M. Wimmer i T. Andriacchi. Pomimo faktu, iż ich model stawu jest po alloplastyce – siły nie różnią się od tych przed wykonanym zabiegiem. Poniżej zamieszczono szczegółowy rysunek. Bardzo istotne jest to, że to tkanki miękkie, takie jak więzadła i ścięgna, odpowiadają za stabilność całego stawu kolanowego. Dlatego trzeba brać pod uwagę ich istnienie oraz wpływ na dynamikę kolana.



Rys. 9.6. Obciążenia kolana podczas stania na jednej nodze [7]



Rys. 9.7. Model stawu kolanowego z wszczepioną endoprotezą proponowany przez Wimmera i Andracchiego [83]

Kolejnym ważnym zagadnieniem jest fakt, iż kłykcie nie są obciążone równomiernie, jak myślano wcześniej. Badania wykazały, że 70% obciążenia w czasie chodu przenosi kłykieć przysrodkowy, zaś pozostałą wartość kłykieć boczny. Uwzględnienie tego faktu pozwala lepiej projektować endoprotezy stawu kolanowego i zapobiegać nadmiernemu i przyspieszonemu zużyciu [83].

Ponadto, staw kolanowy jest poddawany dużym momentom zginającym. Pomimo tego, że siły w trakcie chodu są niewielkie, to odległości pomiędzy kolanem a piętą są znaczne.

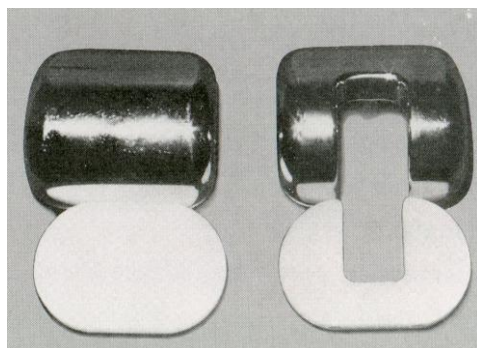
Staw kolanowy człowieka jest najbardziej skomplikowany, zarówno w budowie, jak i działaniu, w stosunku do pozostałych połączeń pomiędzy kośćmi. Na budowę anatomiczną kolana składa się szereg tkanek kostnych oraz tkanek miękkich takich jak więzadła czy ścięgna. Każda tkanka pełni określoną funkcję i jest niezbędna do prawidłowego funkcjonowania połączenia. Za wytworzenie elementu smarującego odpowiedzialna jest kaletka maziowa. Wytwarzany płyn maziowy może dopasować swoje właściwości lepkościowe do danej sytuacji, czego nie potrafi żaden smar czy olej wytworzony sztucznie przez człowieka. Chrząstki zewnętrzne kości udowej i piszczelowej są niesamowicie gładkie. Całość tworzy zgrany mechanizm, który ciężko zastąpić sztucznym tworem.

9.3. Endoprotezy stawu kolanowego

Pierwsze próby przywrócenia częściowej sprawności pacjentów z przewlekłymi chorobami stawów kolanowych odbywały się już w dziewiętnastym wieku. Pionierem tej dziedziny był Ferguson. W roku 1861 usunął on powierzchnie zewnętrzne stawu kolanowego tak, aby ruch odbywał się po powierzchniach występujących pod chrząstką. Niestety po kilku zabiegach stwierdzono, że jest to metoda nieefektywna. Skutkami ubocznymi były całkowite usztywnienie stawu poprzez zrośnięcie się kości udowej i piszczelowej bądź duża niestabilność kolana, która prowadziła do urazów.

Dwa lata później, w roku 1863, Verneuli wykonał podobną operację, lecz zastosował interpozytor. Interpozytorem nazwano element, który wstawiano pomiędzy wycięte końce stawu. Początkowo stosowano materiały pochodzenia naturalnego jak: tkanka tłuszczowa, kaletka przedrzepkowa, torebka stawowa, skóra, mięśnie. Następnie rozpoczęto wprowadzanie interpozytorów sztucznych takich jak szkło, nylon, bakelit. Powyższa metoda była również nieefektywna [185]. Prawie sto lat później, w latach 1938-1940, Smith-Petersen, Cambell i Boyd przedstawili prace, w których zastosowano części metalowe zastępujące powierzchnie stawowe kości udowej lub piszczelowej. Ich prace były fundamentalnym wkładem, a na ich podstawie powstały pierwsze wewnętrzne protezy stawu kolanowego zwane **endoprotezami**.

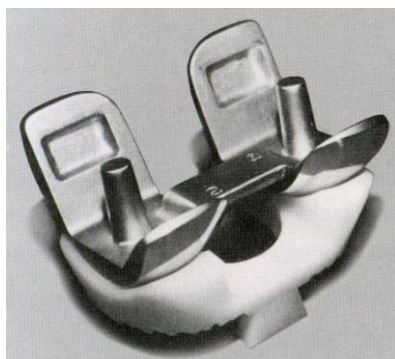
Nowoczesna endoprotezoplastyka zainicjowana została przez Charnley'a w 1962 r. Stworzył on implant stawu biodrowego z zastosowaniem metalowej części udowej oraz polietylenowej panewki. Do połączenia implantu z kośćmi zastosowano cement kostny. Pomysł takiego rozwiązania przeniósł i zaadoptował do stawu kolanowego Kanadyjczyk Gunston w roku 1971. Zakres ruchliwości takiej protezy był ograniczony, jednak w porównaniu z poprzednimi próbami metoda ta dawała dużo lepsze efekty. Przykład protezy pierwszej generacji przedstawia rysunek 9.8 [185].



Rys. 9.8. Proteza pierwszej generacji [185]

W 1974 r. odbyła się pierwsza międzynarodowa konferencja dotycząca endoprotezy kolana. Uczestniczyli w niej inżynierowie oraz chirurdzy. Podczas tego zgromadzenia przyjęto podstawowe zasady, których należy przestrzegać w trakcie wstawiania protez. Podzielono również typy protez na dwie kategorie: zawiasowe i saneczkowe - poślizgowe.

Wraz z rozwojem wiedzy na temat biomechaniki stawu kolanowego, a także wyników doświadczeń klinicznych, w latach osiemdziesiątych powstała druga generacja endoprotez kolana. [185] Poniżej, zdjęcie protezy drugiej generacji typu Geometric.



Rys. 9.9. Proteza drugiej generacji [185]

W roku 1999 miała miejsce druga międzynarodowa konferencja w Londynie, na której wymieniono zdobyte doświadczenie. Aktualnie wciąż trwają badania i rozwój endoprotezoplastyki kolana. Pacjenci, którzy mają wszczepiony implant stawu kolanowego, posiadają sprawność bliską naturalnej. Mogą wykonywać większość podstawowych czynności i normalnie funkcjonować. [185]

Różne rodzaje protez archiwalnych przedstawia rysunek 9.10.



Rys. 9.10. Pierwsze z konstrukcji protez: jednokłykciowa, dwukłykciowa, geometric i Guepar [185]

9.4. Klasyfikacja typów endoprotez stawu kolanowego

W zależności od budowy, endoprotezy mogą być uniwersalne bądź ukształtowane na kolano lewe lub prawe. Komponenty mocowane do kości piszczelowej mogą występować w różnych wersjach. Przykładowo, część metalowa i wkładka polietylenowa mogą być połączone trwale lub stanowić odrębne elementy. Klasyfikację endoprotez stosuje się ze względu na różnice wynikające z systemu mocowania oraz kształtu poszczególnych części endoprotezy. Można uwzględnić również stopień swobody ruchu nowego stawu, obszar wymiany powierzchni stawowych, a także uzależnienie od stopnia rozległości wycinania więzadła krzyżowego tylnego.

Pierwsza klasyfikacja dotyczy obszaru wymiany stawu. Nie zawsze konieczna jest wymiana całości, w niektórych przypadkach stosuje się protezy częściowe. Rozrózono zatem [26]:

- Protezy jednoprzediałowe, stosowane w sytuacji, gdy wymagana jest wymiana uszkodzonego przedziału bocznego lub przyśrodkowego. Pozostała część powierzchni stawowych nie jest uszkodzona i nie wymaga ingerencji. Szczególnie starsi pacjenci cierpią na artrozę jednoprzediałową, więc to rozwiązanie jest dla nich najkorzystniejsze.

- Protezy dwuprzędziałowe, do których należały endoprotezy pierwszej generacji. Współcześnie nie są już stosowane.
- Protezy trojprzędziałowe - stosowane są najczęściej. Obejmują one całą wymianę stawu kolanowego również z rzepką.

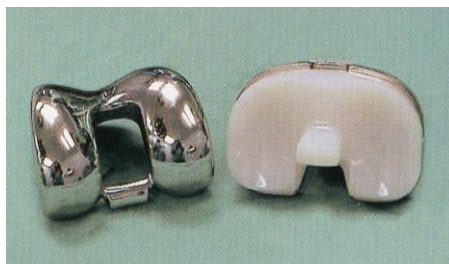
Inny podział endoprotez dotyczy stopnia swobodnego ruchu stawu. Z budowy anatomicznej kolana wynika, że część stopni swobody odebrana jest przez ścięgna i więzadła. W trakcie operacji niektóre z tych połączeń muszą zostać usunięte. Wynika to ze stopnia zaawansowania choroby. Sklasyfikowano zatem [185]:

- protezy niezwiązane, których powierzchnie nie są ze sobą połączone w sposób trwały, np.: zawiasami. Nie oznacza to jednak, że nie ograniczają one pewnych ruchów w poszczególnych osiach stawu. Protezę tego typu przedstawiono na rysunku 9.11., na którym widać wyraźnie brak jakiegokolwiek połączenia między powierzchnią panewki z tworzywa sztucznego a metalową główką,



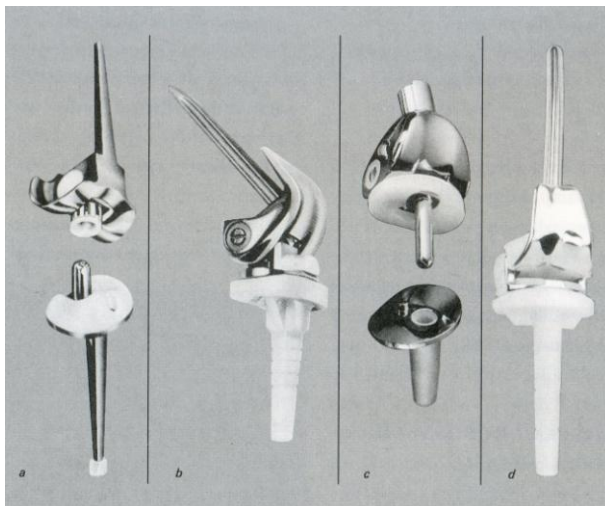
Rys. 9.11. Endoproteza niezwiązana [185]

- protezy częściowo związane, które stanowią największą grupę. Stosuje się je w przypadkach zaawansowanych chorób stawowych i znacznych zmianach w fizjologii kolana. Celem stosowania tego typu rozwiązań jest ograniczenie zakresu ruchu w znacznym bądź niewielkim stopniu po to, aby zachować stabilność stawu. W innym przypadku mogłoby dojść do utworzenia dużych luzów i przyspieszonego zużycia powierzchni endoprotezy. Poniżej przedstawiono jeden z typów takiego rozwiązania,



Rys. 9.12. Endoproteza częściowo związana [185]

- ostatnim typem protez sklasyfikowanych według powyższego kryterium są protezy całkowicie związane. Dodatkowo można je podzielić na zawiasowe, zawiasowo rotacyjne oraz niezawiasowe. Ich zadaniem jest, podobnie jak w przypadku protez częściowo związanych, ograniczenie ruchu w kilku płaszczyznach. Rozwiązania tego typu stosowane są przy bardzo rozległej destrukcji stawu kolanowego oraz zmniejszonej funkcjonalności więzadeł pobocznych. Endoprotezy tego rodzaju przedstawia rysunek 9.13.



Rys. 9.13. Endoprotezy całkowicie związane – różne rozwiązania konstrukcyjne: a) Link, b) Kinemax, c) Finn System Biomet, d) Smilles [185]

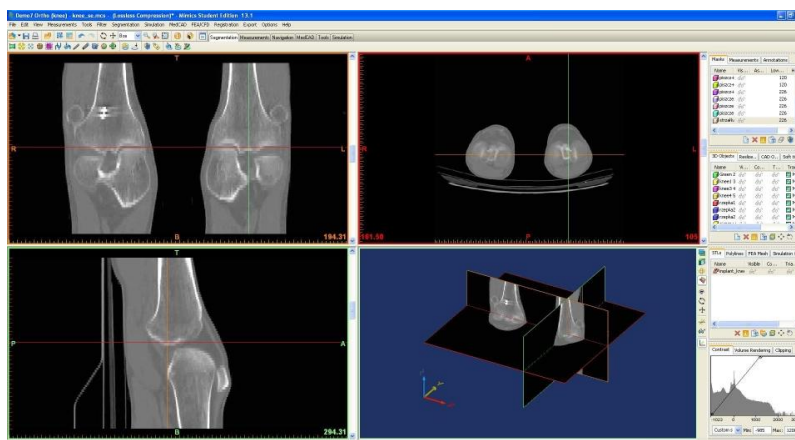
9.5. Projekt endoprotezy stawu kolanowego

Do wykonania projektu wykorzystano zaawansowane oprogramowanie inżynierskie z rodziny CAD (komputerowe wspomaganie projektowania), które pozwoliło na stworzenie trójwymiarowych elementów kości stawu kolanowego oraz poszczególnych elementów endoprotezy. Ponadto użyto oprogramowania z rodziny CAE (komputerowe wspomaganie prac inżynierskich) do obliczeń wytrzymałościowych endoprotezy. Użyto zatem następujących programów: Materialise Mimics, Catia oraz Abaqus.

Materialise Mimics

Program Materialise Mimics pozwala na przetwarzanie oraz edycję zdjęć 2D wykonanych przy pomocy tomografii komputerowej CT bądź rezonansu magnetycznego MRI do utworzenia modeli trójwymiarowych z bardzo wysoką dokładnością. Ponadto istnieje możliwość dokonania dokładnych pomiarów kości, tkanek i narządów. Utworzone trójwymiarowe modele mogą być eksportowane do wielu programów inżynierskich z zachowaniem wszystkich

wymiarów oraz właściwości materiałowych [298]. Na rysunku 9.14 przedstawiono główne okno programu.



Rys. 9.14. Główne okno programu Materialise Mimics

Cechą charakterystyczną tego oprogramowania jest podział ekranu na cztery główne widoki: coronal, axial, sagittal, 3D. Pierwszy widok jest interpretowany jako rzut z przodu, drugi jako rzut z góry, a trzeci jako rzut z prawego boku. Ostatnie okno odpowiada za wyświetlanie modeli trójwymiarowych. Każde zdjęcie posiada ponadto numer oraz współrzędne. Menu zawiera szereg narzędzi stosowanych do edycji zdjęć, a także do generowania modeli trójwymiarowych. Istotnym narzędziem jest „Windowing”, które pozwala na dopasowanie szarości zdjęć tomografu zgodnie ze skalą Hounsfield'a. Dzięki tej skali można odróżnić tkanki miękkie od kości. Narzędzie to wpływa znacznie na pracę i ułatwia edycję poszczególnych wycinków. Więcej o samej radiologii w literaturze. [33, 55].

Catia

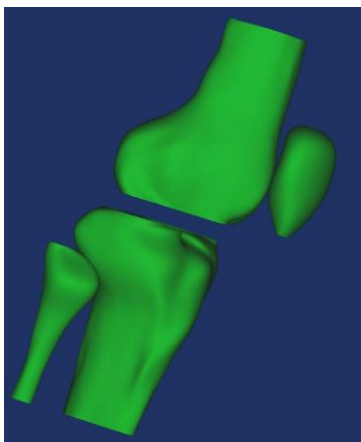
Catia jest zintegrowanym systemem CAD/CAM/FEM. Oprogramowanie to wykorzystywane jest w przemyśle samochodowym, lotniczym, maszynowym oraz w wielu innych dziedzinach. [30] W pracy program został użyty do edycji oraz utworzenia trójwymiarowych modeli kości stawu kolanowego, a także wszystkich elementów endoprotezy. Catia posiada wiele modułów, które pozwalają na rozwiązywanie różnych zagadnień inżynierskich. W pracy wykorzystano moduły:

- *Part design* – tworzenie i edycja części.
- *Generative shape design* – tworzenie złożonych modeli przy pomocy powierzchni.
- *Assembly design* – narzędzie służące do tworzenia złożań.

Abaqus

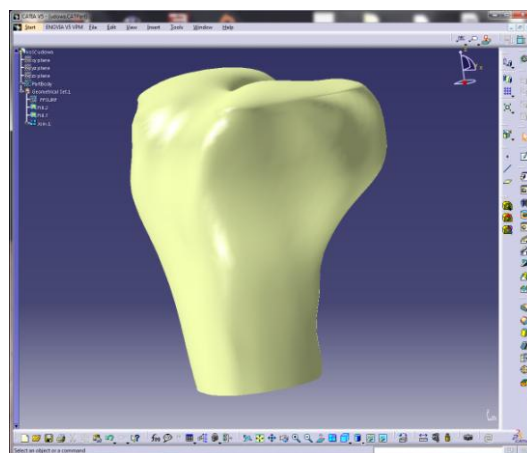
Program Abaqus jest zaawansowanym narzędziem inżynierskim CAE. Jego zastosowanie to głównie analiza układów z wykorzystaniem metody elementów skończonych. W przemyśle, program ten jest wykorzystywany do rozwiązywania zagadnień związanych z mechaniką ciała stałego i płynów, oceny wytrzymałości elementów maszyn i konstrukcji, z uwzględnieniem wielu czynników takich jak obciążenia, temperatura, przewodność elektryczna itd. [296] W pracy, programu Abaqus użyto do analizy wytrzymałościowej zaprojektowanej endoprotezy stawu kolanowego.

Aby wykonać model endoprotezy stawu kolanowego, niezbędne są trójwymiarowe modele kości występujących w tym stawie. Do utworzenia takich modeli zastosowano programy Materialise Mimics oraz Catia. Punktem wyjścia do stworzenia tych modeli były dwu wymiarowe zdjęcia CT. Efektem pracy w programie Mimics było otrzymanie modeli powierzchniowych wszystkich kości stawu kolanowego. Utworzony trójwymiarowy model powierzchniowy został następnie wyeksportowany do pliku „iges”. Dzięki temu można go otworzyć w programie takim jak Catia. Wszystkie modele w jednym złożeniu zostały pokazane na rysunku 9.15.



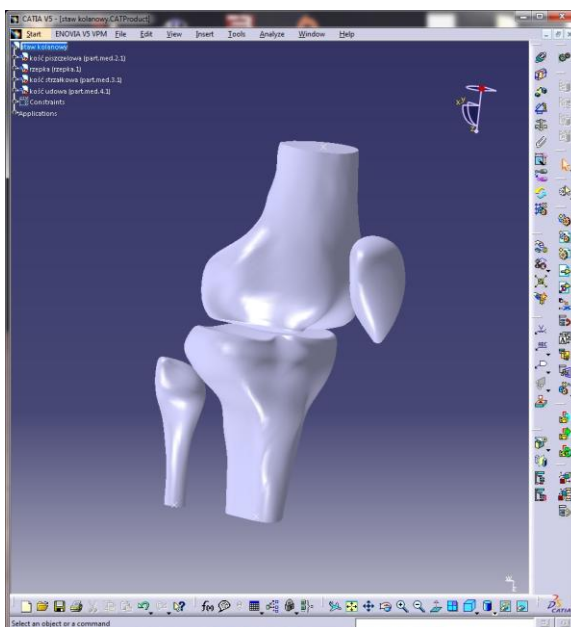
Rys. 9.15. Modele powierzchniowe wszystkich kości stawu kolanowego

Modele powierzchniowe utworzone w programie Mimics wymagają dopracowania, mianowicie – uzupełnienia brakujących powierzchni oraz przekształcenia zamkniętych powierzchni w edytowalne bryły. Do tego celu użyto oprogramowania Catia i modułu *Generative Shape Design*. Rysunek 10.16. przedstawia model powierzchniowy, który został wczytany oraz edytowany w programie Catia, tak by przypominał w przybliżeniu prawidłową kość stawu kolanowego.



Rys. 9.16. Model bryłowy głowy kości udowej

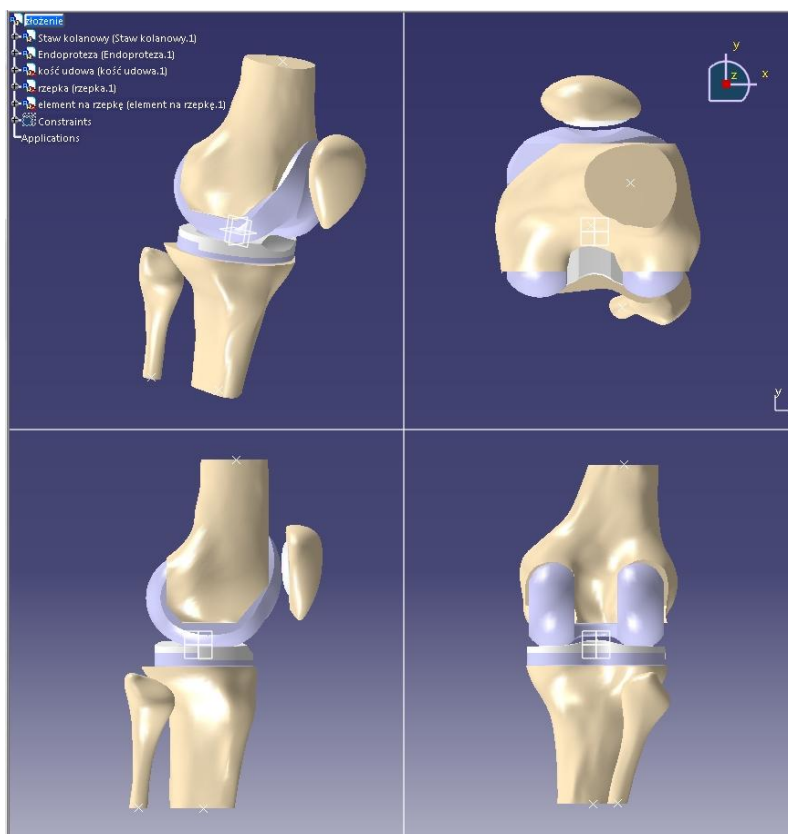
Każda kość wyeksportowana z programu Mimics wymagała korekty. Skorzystano więc z różnych funkcji programu Catia: łączących, wypełniających oraz wycinających, aby wypełnić luki i stworzyć zamknięte powierzchnie. Modele bryłowe zostały utworzone przy pomocy funkcji *Close Surface*. Dzięki temu można je łatwo edytować. Zostało również wykonane pełne złożenie stawu kolanowego z elementów bryłowych, które przedstawia rysunek 9.17.



Rys. 9.17. Złożenie stawu kolanowego

Tak przygotowane modele trójwymiarowe posłużyły do wykonania elementów endoprotezy stawu kolanowego. Ważne jest, iż wszystkie wymiary poszczególnych kości zostały zachowane. Ponadto całe złożenie również zachowuje odpowiednie odległości pomiędzy elementami bryłowymi. Pozwala to na szybsze i bardziej efektywne modelowanie endoprotezy.

Dalsze prace miały na celu zaprojektowanie poszczególnych elementów endoprotezy stawu kolanowego oraz przygotowania modeli kości odpowiednio dociętych do projektu endoprotezy. W efekcie wykonane zostało złożenie staw-endoproteza. w złożeniu uwzględniono konieczność, aby nie zmieniać odległości występujących pomiędzy kością udową i piszczelową. W innym przypadku, mogłoby to skutkować skróceniem bądź wydłużeniem kończyny dolnej, zwiększonym naprężeniem tkanek miękkich oraz innymi powikłaniami. Końcowy efekt złożenia przedstawiono na rys. 9.18.



Rys. 9.18. Pełne złożenie stawu kolanowego wraz z endoprotezą

Ostatnim etapem projektowania było wykonanie symulacji numerycznych wytrzymałości materiałowej zaprojektowanych elementów endoprotezy. Poniżej zostaną przedstawione analizy wytrzymałościowe jednego z elementów endoprotezy - wkładka polietylenowa, która pełni w złożeniu rolę łąkotki.

W pracy, dla elementu polietylenowego zastosowano polietylen wysokiej gęstości UHMWPE 1000 produkowany przez firmę „Zatorski” [295]. Biomateriał ten stosowany jest do wytwarzania różnego rodzaju elementów implantów. W tabeli 9.1. przedstawiono wybrane własności fizyko-chemiczne materiału.

Tab. 9.1. Własności biomateriału UHMWPE 1000 [295]

Właściwość	Jednostka	Wartość
Gęstość	g/cm ³	0,93
Naprężenia przy zerwaniu	MPa	>18
Wydłużenie przy zerwaniu	%	17
Wytrzymałość na zginanie	MPa	>700
Udarność	kJ/m ²	Nie pęka
Twardość SHORE	-	63
Współczynnika tarcia ślizgowego na stali hartowanej i szlifowanej	μ	0,19
Ścieralność na stali hartowanej i szlifowanej	μ /km	0,45

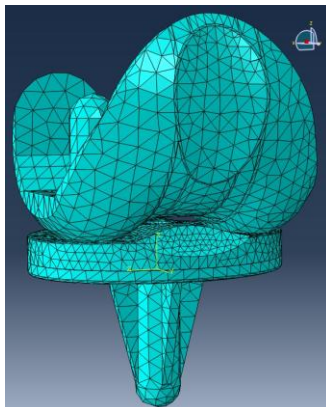
Po przygotowaniu danych dla programu Abaqus zostały wygenerowane siatki wielokątów elementów skończonych. Ostatnim etapem przygotowania modelu jest utworzenie siatki *Mesh* na każdej z części. Jest to ważny etap i w zależności od gęstości tej siatki zależy dokładność wyników.

Ze względu na skomplikowaną geometrię wybrano siatkę składającą się z trójkątów. Element polietylenowy jako najbardziej narażony na zniszczenie został pokryty najgęstszą siatką (rys. 9.19).

Obciążenie sumaryczne badanych elementów zostało przyjęte na podstawie obliczeń mechanicznych stawu kolanowego dla osoby o wadze 70 kg, do analizy przyjęto $F=3000N$.

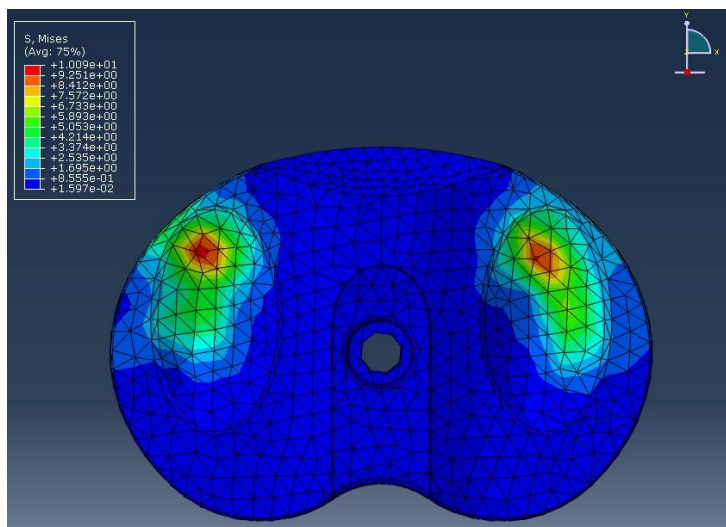
Po tych operacjach zostały wykonane obliczenia numeryczne odkształceń i przemieszczeń badanych obiektów. Wyniki obliczeń wykonanych przez komputer stanowią zaledwie przybliżenie stanu rzeczywistego. Dlatego nie należy opierać się wyłącznie na nich. Z drugiej strony przybliżenie to jest dokładne i definiuje pewną podstawę do dalszych badań i analiz. Na podstawie danych zaczerpniętych z literatury oraz wyników baz danych, z przeprowadzonej analizy metodą elementów skończonych, stwierdzono, iż najbardziej narażonym na uszkodzenie elementem jest wkładka polietylenowa.

Dlatego największą uwagę poświęcono właśnie temu elementowi. Do analizy wykonane zostały trzy wersje wymiarowe wkładki polietylenowej i dla każdej z nich wykonano obliczenia. Wykonane modele różniły się między sobą promieniem przyśrodkowo-bocznym. Dlatego każdy z modeli został poddany osobnej analizie. Ponadto, wytrzymałość polietylenu wysokiej gęstości nie przekracza 18 MPa. Wartość przyłożonej siły wynosi natomiast 3000N - jest więc to przypadek ekstremalny.

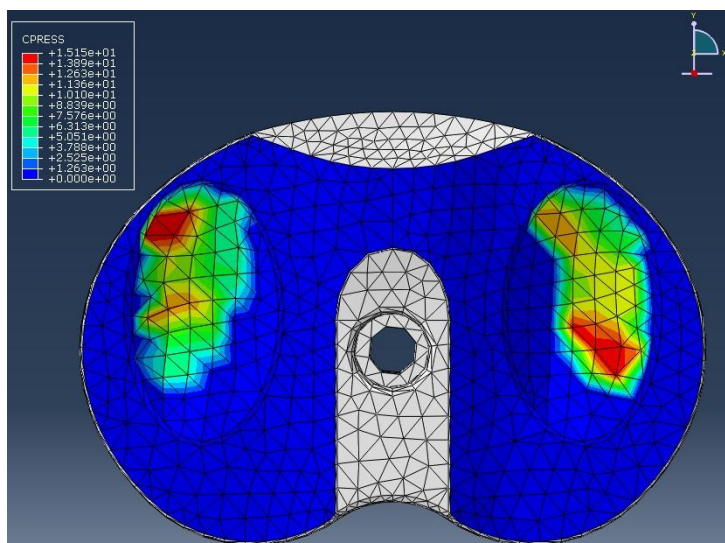


Rys. 9.19. Złożenie elementów wraz z nałożoną siatką wielokątów

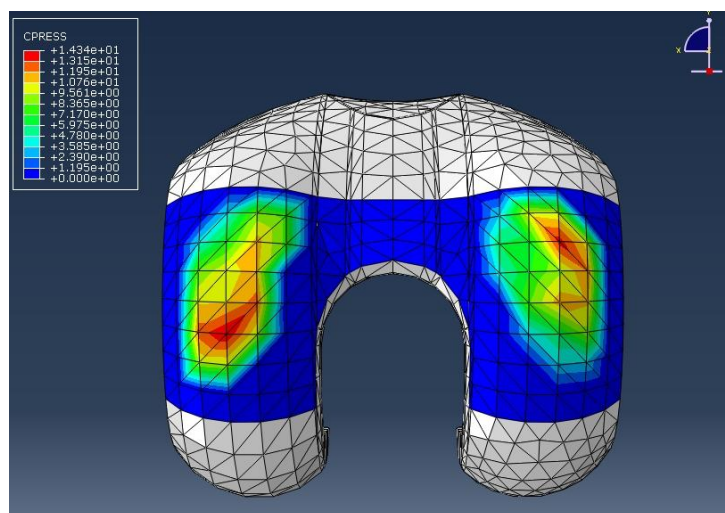
Poniżej umieszczono rysunki obrazujące rozkład naprężeń zredukowanych oraz kontaktowych dla wkładki polietylenowej.



Rys. 9.20. Naprężenia zredukowane podkładki polietylenowej o promieniu $R=17$ mm



Rys. 9.21. Naprężenia kontaktowe podkładki polietylenowej o promieniu $R=18,5$ mm



Rys. 9.22. Naciski powstałe na części udowej modelu R18,5

9.6. Podsumowanie rozdziału

Współczesna medycyna pozwala na wymianę uszkodzonej struktury ciała człowieka na element sztucznie wytworzony. Zabiegi tego rodzaju zawdzięczamy niesamowitemu postępowi nauki, techniki i medycyny. To, co kiedyś uważana za fantastykę, dzisiaj staje się rzeczywistością.

Endoprotezoplastyka jest przykładem zastosowania nowoczesnych metod leczenia. Ważne jest, że metody te są skuteczne i długotrwałe. Wytrzymałość stworzonych i wszczepionych implantów liczy się w latach. Nie mogą one oczywiście w pełni zastąpić naturalnych tkanek. Elementy sztuczne nie są w stanie się regenerować, jak ma to miejsce w przypadku struktur w pełni biologicznych. Istotny jest jednak fakt, iż taka metoda leczenia odnosi sukcesy i może być wielokrotnie stosowana. [6, 34, 57]

Staw kolanowy człowieka to bardzo złożone połączenie współpracujących kości. Składa się z licznych tkanek kostnych oraz tkanek miękkich, a każda z nich pełni określone funkcje i jest niezbędna do prawidłowego działania stawu kolanowego. Biomechanika tego stawu jest również zawiłym zagadnieniem. Siły działające na kolano mogą kilkukrotnie przekraczać masę ciała człowieka. Staw kolanowy musi zatem opierać się silnym naprężeniom oraz dodatkowo tłumić wszelkie drgania.

Tworzenie modelu endoprotezy na potrzeby przedstawionej pracy składało się z czterech głównych etapów. Pierwszy etap polegał na utworzeniu trójwymiarowych modeli bryłowych kości stawu kolanowego na podstawie zdjęć z tomografii komputerowej. Do tego celu zastosowano oprogramowanie Materialise Mimics i utworzono powierzchniowe modele poszczególnych kości. Następnie dokonano wykończenia tych modeli oraz utworzono pełne złożenie stawu kolanowego przy pomocy oprogramowania Catia.

Drugi etap polegał na utworzeniu elementów endoprotezy z uwzględnieniem kształtu i wymiarów wcześniej utworzonego modelu stawu kolanowego. Jako, że kształt kości jest bardzo złożony, etap ten trwał najdłużej. Poszczególne elementy endoprotezy oparto na danych zaczerpniętych z literatury. [5, 185] Ostatecznie model składa się z następujących elementów: podstawa metalowa, wkładka polietylenowa, część udowa, element mocowany do rzepki oraz śruba mocująca.

Kolejny etap to dobór odpowiednich biomateriałów, analiza ich właściwości mechanicznych i utworzenie modeli materiałowych w oprogramowaniu Abaqus. Następnie przygotowano wcześniej utworzone elementy endoprotezy do analizy wytrzymałościowej. Nadano odpowiednie siły, zdefiniowano utwierdzenie i przygotowano kontakty.

Ostatni etap to przeprowadzenie obliczeń metodą elementów skończonych oraz ich analiza. Z trzech różnych modeli najbardziej wytrzymałym okazał się model R18,5. Analiza statyczna wykazała, iż naprężenia zredukowane oraz

naciski nie przekraczają wartości granicznych. Najslabszym elementem każdego modelu okazała się być wkładka polietylenowa. Jest to oczywiście związane z biomateriałem użytym do jej wytworzenia.

Prawdopodobnie jednak model ten wymagałby lepszego dopasowania geometrii oraz rozszerzonej analizy wytrzymałościowej, aby mógł być wprowadzony do produkcji. Ponadto, stworzenie endoprotezy to dopiero początek. Należałoby zaprojektować wiele istotnych narzędzi, którymi posługują się lekarze w trakcie procesu implantacji. Bez nich ten proces byłby bardzo trudny lub niemożliwy do przeprowadzenia.

10. Modelowanie rozkładu temperatury w komorze do hodowli tkankowej

Celem niniejszego rozdziału jest zaprezentowanie wyników badań związanych z modelowaniem rozkładu temperatury w komorze do hodowli tkankowej, wykonanej w pracowni Instytutu Podstaw Elektrotechniki i Elektrotechnologii podczas zajęć koła naukowego Magneton. Komora ma zapewnić ustalone warunki zakresu temperatur i wilgotności powietrza we wnętrzu tak aby był możliwy rozwój tkanek. W komorze zostanie umieszczona tkanka nowotworowa, warunki zewnętrzne i wewnętrzne oraz wyniki pomiarów kontrolowane są przy pomocy panelu kontrolno-pomiarowego umieszczonego na zewnątrz komory.

10.1. Wprowadzenie.

Komora to urządzenie wykorzystywane do pracy laboratoryjnej, które zapewnia możliwość prowadzenia hodowli w kontrolowanych warunkach. Jest to szczelne pomieszczenie, wewnątrz którego stwarza się mikroklimat o odpowiedniej temperaturze, wilgotności, składzie atmosfery. Ma to wpływ na przebieg procesów życiowych oraz wzrost i rozwój przedmiotu badań naukowych, np. tkanki nowotworowej.

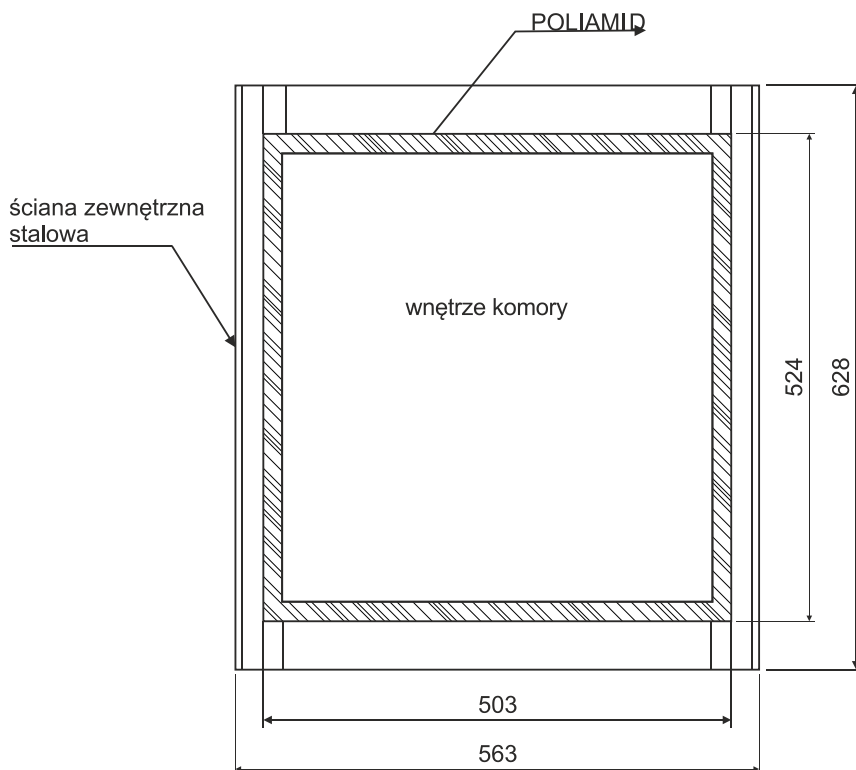
Zbudowana komora zawiera 18 czujników temperatury, które są rozmieszczone w równych odległościach od siebie oraz w odpowiednich odległościach od krańców ścian, w celu uzyskania lepszych pomiarów. Geometria komory odzwierciedla rzeczywiste rozmiary urządzenia i została wprowadzona do środowiska FEMM 4.2 w celu uzyskania map rozkładu temperatury wewnątrz komory.

Następnie przy pomocy skryptu Lua został napisany program pobierający dane z czujników, przeliczający je w możliwie najkrótszym czasie, a następnie przedstawiający wyniki na panelu umieszczonym na przedniej ścianie komory.

10.2. Model komory i aplikacja w języku skryptowym Lua

Geometria modelu komory została wykonana w aplikacji CAD i odzwierciedla jej rzeczywiste wymiary geometryczne oraz strukturę. Następnie geometrię zaimportowano do środowiska FEMM 4.2, gdzie w kolejnym korku wygenerowano siatkę elementów trójkątnych.

¹ Politechnika Lubelska, MAGNETON



Rys. 10.1. Model komory wykonany w środowisku CAD

Języki skryptowe to języki programowania umożliwiające rozszerzanie funkcjonalności aplikacji komputerowych bez konieczności zmiany kodu wynikowego. Są one również intensywnie wykorzystywane przy automatyzacji działań administracyjnych systemu, np. w powłoce systemu Unix.

Głównym założeniem tego typu języków jest możliwość ingerencji użytkownika w istniejący i działający system bez znajomości kodu źródłowego. Przykładami takich języków są Bash, Python, Perl, PHP, QuakeC, GameMonkey, UnrealScript oraz Lua.

Lua został pierwotnie zaprojektowany dla rozszerzenia funkcjonalności różnych aplikacji, jednak często występuje również samodzielnie. Jest lekkim językiem skryptowym łączącym ze sobą elementy prostego języka proceduralnego (składnia podobna do języka Pascal) z bardziej złożonymi konstrukcjami opisu danych opartych na tablicach asocjacyjnych, a także rozszerzalną semantyką. Lua jest projektem open-source'owym, zaimplementowanym w C zgodnie ze standardami ANSI C, którego głównym celem jest łatwość użycia, prostota, wydajność i przenośność kodu.

Identyfikatory w Lua mogą składać się z dowolnego łańcucha znaków alfanumerycznych lub znaku `_`, jednak nie mogą rozpoczynać się cyfrą. Istnieją również słowa zastrzeżone, tj. `and`, `or`, `break`, `else` itp., które nie mogą opisywać identyfikatorów. Lua rozróżnia wielkość liter, zatem „for” oznacza pętlę, natomiast „For” widziany jest jako identyfikator.

Implementacja modelu komory w programie FEMM 4.2 została rozpoczęta od rozrysowania geometrii, po wcześniejszym zwymiarowaniu wewnętrznych ścian komory, dla 18 czujników oddalonych w równych odstępach od siebie. W celu sprawdzenia modelu obliczeniowego każdemu z czujników przypisano konkretną wartość temperatury w zakresie 36,4 – 37,3⁰C. Dla potrzeb obliczeń wartości temperatur zostały zamienione na stopnie bezwzględne w skali Kelvina. Następnie umieszczono 5 testowych płytek hodowlanych z solą fizjologiczną, wodą i powietrzem, wzdłuż jednej linii prostej, umieszczonej w połowie wysokości ściany komory, po czym każdemu z materii zostały przypisanie parametry liniowe.

Kolejnym krokiem po opracowaniu geometrii modelu i zadaniu właściwych wartości temperatur było przygotowanie pliku skryptowego w języku Lua uruchamianego w programie FEMM 4.2. Skrypt modyfikujący parametry modelu oraz obliczający zagadnienie został przedstawiony poniżej:

```
open('komorasol.feh')
hi_saveas('temp.feh')
hi_seteditmode('group')
hi_createmesh()
hi_analyse()
hi_loadsolution()
ho_addcontour(1,233)
ho_addcontour(482,233)
ho_makeplot(0,200,"templ.txt",0)
ho_minimize()
hi_maximize()
dofile("liczby.lua")
hi_modifypointprop("T1",1,t1)
hi_modifypointprop("T2",1,t2)
hi_modifypointprop("T3",1,t3)
hi_modifypointprop("T4",1,t4)
hi_modifypointprop("T5",1,t5)
hi_modifypointprop("T6",1,t6)
hi_modifypointprop("T7",1,t7)
hi_modifypointprop("T8",1,t8)
hi_modifypointprop("T9",1,t9)
hi_modifypointprop("T10",1,t10)
hi_modifypointprop("T11",1,t11)
hi_modifypointprop("T12",1,t12)
hi_modifypointprop("T13",1,t13)
```

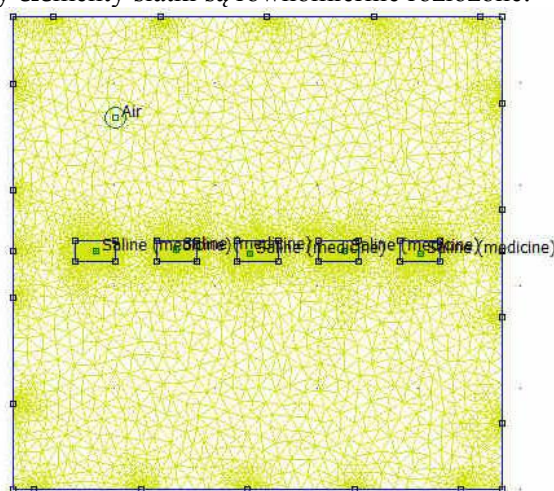
```

hi_modifypointprop("T14",1,t14)
hi_modifypointprop("T15",1,t15)
hi_modifypointprop("T16",1,t16)
hi_modifypointprop("T17",1,t17)
hi_modifypointprop("T18",1,t18)
hi_createmesh()
hi_saveas('temp2.feh')
hi_analyse()
hi_loadsolution()
ho_addcontour(1,233)
ho_addcontour(482,233)
ho_makeplot(0,200,"temp2.txt",0)

```

Skrypt Lua pobiera z pliku zewnętrznego zmienne, które są wartościami temperatur, a następnie przypisuje je do konkretnych czujników. W dalszej kolejności generuje siatkę elementów skończonych, w której wielkości elementów zostały narzucone przez autorów modelu tak, aby otrzymać dokładne wyniki. Gęstość siatki (rys. 11.2) nie może być zbyt duża ze względu na to, że wyniki mają być prezentowane z niewielkim opóźnieniem.

Skrypt ma na celu zapisanie wyników do pliku tekstowego, tak by później w oparciu o dane można było sporządzić zestawienia i wykresy. Proces obliczania danych trwający około kilkunastu sekund należało skrócić do kilku sekund poprzez zmniejszenie gęstości siatki. Siatka nie może być zbyt gęsta, ponieważ wydłuża to czas prezentacji wyników graficznych. Wyniki uzyskiwane przy zagęszczaniu siatki są gorsze od tych, otrzymywanych w przypadku, gdy elementy siatki są równomiernie rozłożone.

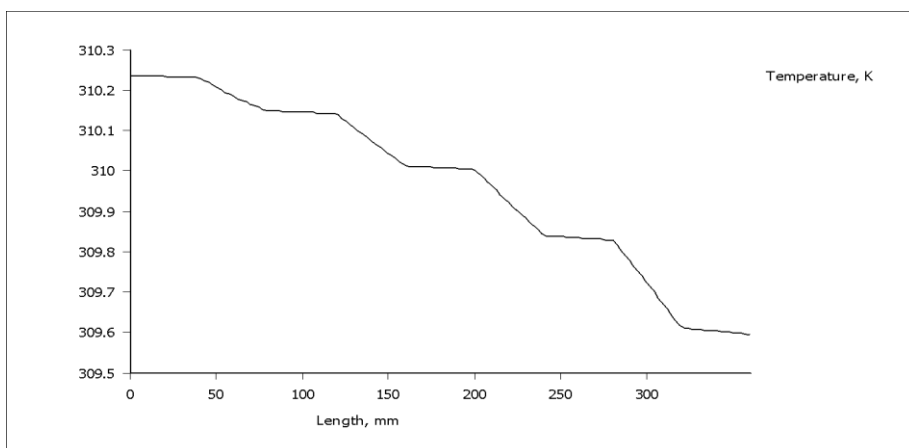


Rys. 10.2. Dwuwymiarowa dyskretyzacja dla modelu komory do hodowli tkankowej

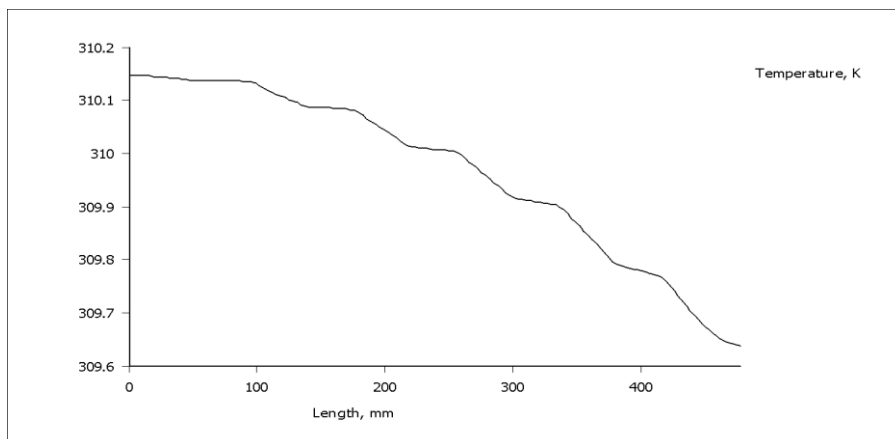
10.3. Zastosowanie Metody Elementów Skończonych.

Najważniejszą cechą metody elementów skończonych (lub metody elementu skończonego) jest możliwość zastąpienia problemu analitycznego, zapisywanego za pomocą równań różniczkowych, problemem algebraicznym. Opiera się na przyjęciu aproksymacji pola przemieszczeń lub pola naprężeń czy też połączeniu tych przybliżeń w każdym elemencie.

Kolejnym krokiem w programie FEMM 4.2 było poprowadzenie linii konturu analizy przechodzącej przez wszystkie płytki hodowlane. Po przeanalizowaniu wyników modelu MES, nastąpiło wykreślenie wykresów zależności temperatury od długości linii konturu dla soli fizjologicznej, wody (rys.10.3) i powietrza (rys. 10.4).



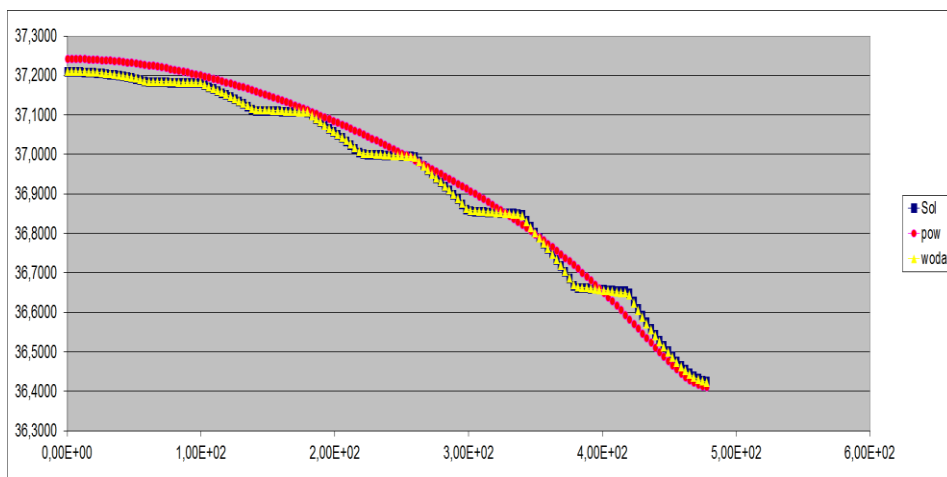
Rys. 10.3. Wykres zależności temperatury (K) od długości (mm) dla wody



Rys. 10.4. Wykres zależności temperatury (K) od długości (mm) dla powietrza

Na powyższych wykresach można zauważyć różnicę pomiędzy dwoma różnymi konturami analizy, w których jeden biegł przez kuwety wypełnione wodą z solą fizjologiczną a drugi nad kuwetami w powietrzu. Rozkład temperatury wzdłuż linii analizy jest bardziej równomierny w powietrzu.

Zestawienie na jednej charakterystyce trzech wykresów (rys.10.5) pozwoliło na zaobserwowanie, że wykres soli fizjologicznej i wody praktycznie pokrywają się.



Rys. 10.5. Wykres zależności temperatury (°C) od długości (mm) w zależności od środowiska

Dzieje się tak ze względu na zbliżone parametry substancji, co wynika z ich właściwości fizycznych i chemicznych. W poszczególnych naczyniach wielkości są mniej więcej stałe, jednak między naczyniami występują różnice.

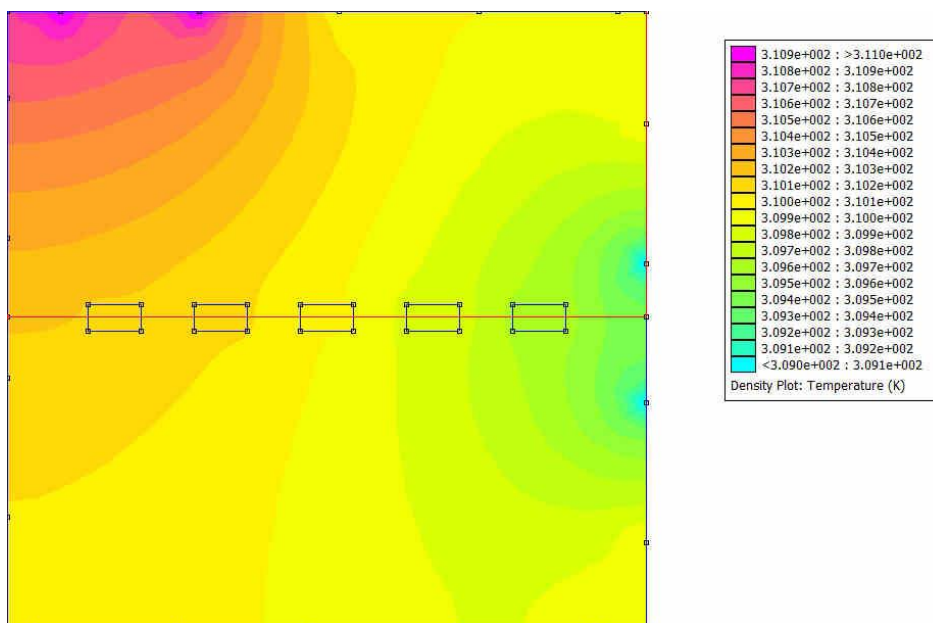
Są one wywołane innymi parametrami odczytywanymi przez czujniki, właściwościami cieplnymi oraz składem substancji. W przypadku właściwości cieplnych rozpatrywane jest przewodnictwo cieplne dla wody, soli fizjologicznej oraz powietrza. Woda ma znacznie większe przewodnictwo niż powietrze. Natomiast wraz ze wzrostem zawartości soli w wodzie, jej przewodnictwo maleje. Jako że zawartość NaCl w soli fizjologicznej wynosi 0,9 %, można stwierdzić, że przewodnictwo cieplne tej substancji jest nie wiele niższe od przewodnictwa czystej wody.

W odniesieniu do wykresów zależności temperatury od długości dla wody i powietrza (rys. 10.4 i 10.5) można porównać odpowiednie wartości w danym punkcie. Dla tej samej wartości temperatury, długość dla powietrza jest większa niż dla wody. Jednak w rezultacie daje to niższą wartość współczynnika przewodnictwa dla powietrza, a więc i niższe przewodnictwo cieplne w porównaniu z wodą.

Przewodnictwo cieplne jest cechą substancji w danym stanie skupienia. Zależy od jej składu i budowy, ale głównym parametrem wpływającym na jego wielkość jest temperatura. Na podstawie wyznaczonych wykresów można potwierdzić fakt, że przewodnictwo cieplne jest niższe w przypadku gazu.

Kończącym etapem pracy było wyznaczenie rozkładu temperatury w komorze przy zadanych wartościach temperatur (rys.10.6) . Rozchodzenie się ciepła jest ściśle związane z rozkładem temperatury, która jako parametr stanu ciała, charakteryzuje jego stopień nagrzania.

Otrzymany rozkład temperatury to płaski wykres przedstawiający zadane wielkości w formie kolorowej mapy. Bazuje bezpośrednio na wartościach węzłowych, otrzymanych po zastosowaniu metody elementów skończonych.



Rys.10.6. Rozkład temperatury w komorze wyznaczony na podstawie analizy MES

10.4. Podsumowanie rozdziału

W powyższym rozdziale zostały zaprezentowane podstawy języka skryptowego Lua, dzięki któremu w sposób prosty możliwa jest rozbudowa programów bez konieczności ponownej kompilacji ich kodu wynikowego. Pozwala to na sterowanie i wprowadzanie zmian do gotowego programu osobom, które mają mało do czynienia z programowaniem. Do zalet języka skryptowego Lua należą jego prosta składnia, niewielki rozmiar, wydajność, jako że jest uznawany za jeden z najszybszych, przenośność, jako że działa na

wszystkich platformach posiadających kompilator ANSI /ISO C, jest uniwersalny oraz posiada nieograniczone prawo do użytkowania.

Język skryptowy Lua został użyty, by dane pobierane z czujników były przeniesione do pliku tekstowego, a następnie na ich podstawie by możliwe było wykreślenie wykresów i rozkładu temperatury w inkubatorze. Niezbędne było wykorzystanie metody elementów skończonych MES, która konsekwentnie poszukuje przybliżonych rozwiązań problemów brzegowych.

Cecha zasadnicza metod przybliżonych to zastępowanie układu o nieskończonej liczbie stopni swobody, układem o liczbie skończonej.

Wygenerowanie siatki MES pozwoliło na wykreślenie wykresów zależności temperatury od długości. Analiza siatki powinna przebiegać w jak najkrótszym czasie, stąd jej gęstość nie może być zbyt duża. Wiązałoby się to z większą ilością danych do przetworzenia. Na podstawie otrzymanych wykresów możliwe było stwierdzenie, że woda ma wyższe przewodnictwo cieplne niż powietrze. Dzięki analizie MES został otrzymany pełny rozkład temperatury dla danego modelu komory przy zadanych konkretnych wartościach.

Bibliografia

- [1] Alho A. Torstein H., Hoiseth A.: *Bone mineral content and mechanical strenght. An Ex Vivo study on human femora at autopsy.* Clin. Orthop.1988, 227: 292-297
- [2] Anderson F. A, i inni: *A population-based perspective of the hospital incidence and case-fatality rates of deep vein thrombosis and pulmonary embolism.* Wyd. The Worcester DVT Study. Arch Intern Med. 1991 151:933-8.
- [3] Ascenzi MG, Roe AK.: *The osteon: the micromechanical unit of compact bone.* Front Biosci. 2012 Jan 1;17:1551-81.
- [4] Bąkowski A., Cieślík J., pod redakcją Matusiak K.: *Innowacje i transfer technologii*, Polska Agencja Rozwoju Przedsiębiorczości, Warszawa 2008
- [5] Bartel D.L., Davy D. T., Keaveny T. M.: *Orthopaedic Biomechanics*, New Jersey 2006.
- [6] Bedi A., Haidukewych G. J.: *Management of the Posttraumatic Arthritic Knee*, Journal of the AAOS, 2009, nr 3, s. 8-21.
- [7] Będziński R.: *Biomechanika inżynierska*, Wrocław 1997.
- [8] *Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna 2000, Tom III Sztuczne narządy*, pod red. Maciej Nałęcz, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2003
- [9] *Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna 2000, Tom IV Biomateriały*, pod red. Maciej Nałęcz, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2003
- [10] *Biomateriały*, pod red. Henryk Kuś, Wydawnictwo Komunikacji i Łączności, Warszawa 1990
- [11] Błaszczyk J. W.: *Biomechanika kliniczna*, Warszawa 2004.
- [12] Bober T., Zawadzki J.: *Biomechanika układu ruchu człowieka*, Wrocław 2003.
- [13] Bolanowski M. *Wprowadzenie do osteoporozy.* [W]: Wielka Interna-Endokrynologia cz. I. Red. W. Zgliczyński. Warszawa: Medical Tribune Polska 2011, 412-414.
- [14] Borrie H., *The Firebird Book a Reference for Database Developers*, Springer-Verlag New York, 2004
- [15] Bounameaux H, Perrier A.: *D-dimer in the diagnosis of venous thromboembolism.* Wyd. Venous Thromboembolism. New York: Marcel Dekker Inc 2003. p. 133–48.
- [16] Bourguery J.M.: *Traite complet de l'anatomie de l'Homme.* 1.Osteologie 1832, Paris.

- [17] Box G. E. P. i Jenkins G. M.: *Analiza Szeregów Czasowych* Polska edycja PWN 1983.
- [18] *British Thoracic Society guidelines for the management of suspected acute pulmonary embolism*. Wyd. Thorax 2003 58:470–83.
- [19] Burr D.B., Martin R.B. *Mechanism of bone adaptation to the mechanical environment*. Triangle 1992, 31: 59-76.
- [20] Burstein A.H. Frankel v.H.: *A standard test for laboratory Animal Bone*. J. Biomech. 1971, 4: 155-158
- [21] Carter D.R. Hayes W.C.: *Decompressive behavior of bone as a two-phase porous structure*. J. Bone Joint Surg. 1977, 59-A: 954-962.
- [22] Cios K. J.: Moore G. William,: *Uniqueness of Medical Data Mining*, Wyd. Artificial Intelligence in Medicine journal, 2002.
- [23] Cipolletti G. [et al.]: *Modular Knee Prosthesis*, OMNI life science, East Taunton US, Opis patentowy: US 7,753,960 B2, Opublikowano: 13.07.2010.
- [24] Ciupik L. F., Zarzycki D., *System DERO; Rozwój technik operacyjnego leczenia kręgosłupa*, Polska Grupa DERO i LfC, Zielona Góra, 1997,
- [25] Ciupik L., Hakało J., Zarzycki Z.: *Jednoczesne odbarczenie przestrzeni międzykręgosłupowej poprzez rotację czopa prostokątnego ze stabilizacją w zmodyfikowanej metodzie R-PLIF*, Polska Grupa DERO; Stowarzyszenie Studiów i Leczenia Kręgosłupa, Zielona Góra, 2005,
- [26] Cook S., Barbera J., Rubi M., Salkeld S., Whitecloud T.: *Lumbosacral fixation using expandable pedicle screws: an alternative in reoperation and osteoporosis*, The Spine Journal 1, 2001, 109–114.
- [27] Cowin S.: *Bone mechanics*. Boca Raton, FL: CRC Press, 1989:129-157.
- [28] Currey J. D.: *The evolution of mechanical properties of amniote bone* J. Biomechanics Vol. 20. No 11/12. pp. 1035-1044, 1987
- [29] Ćwikła A.: *Medyczne zastosowania materiałów inteligentnych*, Dostępny w World Wide Web www.kis.pwszchelm.pl/publikacje/VII/Cwikla.pdf
- [30] Czerwiński E., Chrzan R.: *Współczesne techniki obrazowania osteoporozy*. Twój Magazyn Medyczny. Osteoporoza II, 8/2005, rok X, 8(157); 7-16.
- [31] Davis G. R., Wong F.S.: *X-ray microtomography of bones and teeth*. Physiol Meas. 1996 Aug; 17(3):121-46.
- [32] Davis M.J.: *Total Knee Arthroplasty* [DVD-ROM], Biomet.
- [33] Deffner R. H.: *Clinical Radiology The Essentials*, Baltimore 2007.
- [34] Douglas A. D. [et al.]: *Revision Total Knee Arthroplasty*, Journal of the AAOS, 2008, nr 3, s. 10-22.
- [35] Douglas J.: *The Vanguard Complete Knee System And Premier Total Knee Instrumentation* [DVD-ROM], Biomet.

- [36] Easterling R. C.: *Statistical foundation for model verification*. Wyd. Sandia National Laboratories, Luty 2003.
- [37] Einhorn T. A.: *Biomechanical Properties of Bone*. Triangle 1988, 27 (½):27-36
- [38] Evans W.G.: *Stress and strain in bones their relation two fractures and osteogenesis*, Charles C. Thomas Publisher 1957.
- [39] Fedullo PF, Tapson VF.: *Clinical practice. The evaluation of suspected pulmonary embolism*. Wyd. N Engl J Med 2003 349:1247–56.
- [40] Ferrari E i inni: *Travel as a risk factor for venous thromboembolic disease: a case-control study*. Wyd. Chest. 1999 Feb 115:440- 4.
- [41] Fiedor P.: *Zarys klinicznych zastosowań laserów*. Warszawa 1995
- [42] Fisher R. A.: *Statistical Methods For Research Workers*. Wyd. Oiver and Boyd, Edynburg 1925
- [43] Fisher R. A.: *The Use of Multiple Measurements in Taxonomic Problems*. Wyd. Annals of Eugenics, 1936
- [44] Florczak A., Piekos K., Kaźmierska K., Mackiewicz A., Dams-Kozłowska H.: *Inżynierowany jedwab pajęczy: inteligentny biomateriał przyszłości. Część I*, Postępy higieny i medycyny doświadczalnej, Dostępny w World Wide Web www.phmd.pl/fulltxt.php?ICID=948960
- [45] Florczak A., Piekos K., Kaźmierska K., Mackiewicz A., Dams-Kozłowska H.: *Inżynierowany jedwab pajęczy: inteligentny biomateriał przyszłości. Część II*, Postępy higieny i medycyny doświadczalnej, Dostępny w World Wide Web www.phmd.pl/fulltxt.php?ICID=948968
- [46] Fukada E., Yasuda I.: *On the piezoelectric effect in bone*. J. Phys. Soc. Japan 1957, 12: 1158-1162.
- [47] Gawda H., Warchoł J.: *Subtelna struktura widma akustycznego samogłosek polskich dla mowy niezaburzonej, Wave methods and mechanics in biomedical engineering*. Vol. V, Pol. Acoust. Soc., s. 15-18, bibliogr. sum., V Conference under the auspices of Rector of the Staszic University of Mining and Metallurgy Prof. Ryszard Tadeusiewicz. Kraków - Zakopane, April 5-7, 2000
- [48] Geerts W. H. i inni: *A prospective study of venous thromboembolism after major trauma*. Wyd. N Engl J Med. 1994 331:1601-6.
- [49] Geneva University Hospital and Geneva Faculty of Medicine „*Diagnosing pulmonary embolism*”, Division of General Internal Medicine, Department of Internal Medicine, Geneva, Switzerland. Wyd. Kardiovaskuläre Medizin 2006 9:136–145.
- [50] Ginsberg J. S. i inni: *Antiphospholipid antibodies and venous thromboembolism*. Wyd. Blood.1995 86:3685-91.
- [51] Goldhaber S. Z.: *Pulmonary embolism*. Wyd. Lancet 2004 364:244.

- [52] Grochowicz M.: *Prokalcytonina (PCT) – podstawy teoretyczne i zastosowanie praktyczne w diagnostyce klinicznej*. Wyd. Nowa Pediatría 2/2001, s. 16-19.
- [53] Grzeszkowiak W.: *Widzieć językiem*, Dostępny w World Wide Web <http://kopalniawiedzy.pl/Wicab-Brainport-wzrok-slepota-niewidomy-niewidomi,8269> stan na 22.06.2012,
- [54] Gu XN, Xie XH, Li N, Zheng YF, Qin L.: *In vitro and in vivo studies on a Mg-Sr binary alloy system developed as a new kind of biodegradable metal*. Acta Biomater. 2012 Jul;8(6):2360-74. Epub 2012 Mar 2.
- [55] Gunderman R.B.: *Essential Radiology*, New York 2006.
- [56] Gundlapalli R. R. [et al.]: *Prosthetic Bearing With Encapsulated Reinforcement*, Deput Products, Inc., Warsaw US, Opis patentowy: US 8,8083,802 B2, Opublikowano: 27.12.2011.
- [57] Haidukewych G. J. [et al.]: *Mataphyseal Fixation in Revision Total Knee Arthroplasty: indications and Techniques*, Journal of the AAOS, 2011, nr 3, s. 20-27.
- [58] Hayes W.C., Gerhart T.N.: *Biomechanics of bone: applications for assessment of bone strength*. [W]: Bone and mineral research. Red. W. A. Peck. Elsevier Science Publisher B.V. 1985, 259-294.
- [59] Heit J. A. i inni: *The epidemiology of venous thromboembolism in the community*. Wyd. Thromb Haemost. 2001 86:452-63.
- [60] Heit J. A.: *The epidemiology of venous thromboembolism in the community: implications for prevention and management*. Wyd. J Thromb Thrombolysis. 2006 21:23-9.
- [61] Hiller S., Zawistowski S.: Tkanki. W: *Anatomia człowieka*. Red. A. Bochenek, M. Reicher. Warszawa: Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich 1990, 139-140.
- [62] <http://www.wunderground.com/about/background.asp> Dostępny w World Wide Web stan na dzień 04.6.2011.
- [63] Hull R. D. i inni: *Clinical validity of a normal perfusion lung scan in patients with suspected pulmonary embolism*. Wyd. Chest 1990 97:23–6.
- [64] *Inżynieria biomedyczna Księga współczesnej wiedzy tajemnej w wersji przystępnej i przyjemnej*, praca zbiorowa pod red. nauk. R. Tadeusiewicza, Wydawnictwa AGH, Kraków 2008.
- [65] Jabłoński M.: *Podstawy biomechaniki kości*. [W]: Wpływ przewlekłego stosowania hydrokortyzonu z syntetyczną kalcytoniną łososiową na wybrane wymiary i właściwości biomechaniczne kości udowych oraz ramiennych rosnących szczurów. Red. M. Jabłoński. Lublin: Wyd. Folium 1996, 11-14.
- [66] Jilka R. L.: *Biology of the basic multicellular unit and the pathophysiology of osteoporosis*. Med Pediatr Oncol. 2003 Sep; 41(3):182-5.

- [67] Johnston L. T, Karaikovic E. E, Lautenschlager E. P., Marcu D.: *Cervical pedicle screws vs. lateral mass screws: uniplanar fatigue analysis and residual pullout strengths*, The Spine Journal 6, 2006, 667–672.
- [68] Kacprzyk Z., Rakowski G.: *Metoda elementów skończonych w mechanice konstrukcji*. WNT, Warszawa 2005.
- [69] Kaczmarek A.: *Analiza sygnału mowy w foniatryi*, Zeszyty Naukowe Wydziału Elektrotechniki i Automatyki Politechniki Gdańskiej Nr 22, XVI Seminarium: Zastosowanie komputerów w nauce i technice, 2006
- [70] Kaczmarek M., Tyrlik–Held J., Paszenda Z., Marciniak J.: *Charakterystyka stentów w aspekcie aplikacyjnym i materiałowym*, Dostępny w World Wide Web www.journalamme.org/papers_amme03/1289.pdf [dostęp 20.06.2012]
- [71] Kaczmarek M., Tyrlik–Held J., Paszenda Z., Marciniak J.: *Charakterystyka stentów w aspekcie aplikacyjnym i materiałowym*, Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering, vol. 12, 2003
- [72] Kania K.: *Technologie informatyczne Firmy 2.0*, Wyd. Uniwersytetu Ekonomicznego w Katowicach, 2010
- [73] Karaś H. i in.: *Dialekty i gwary ludowe a polszczyzna ogólna*, Gwary Polskie, Przewodnik Multimedialny, 2009
- [74] Karewicz R.: *AGC Dual Articular* [DVD-ROM], Biomet.
- [75] Karewicz R.: *Endoproteza Kolana Performance - Technika Operacyjna* [DVD-ROM], Biomet.
- [76] Katz J.L.: *Anisotropy of Young's modulus of bone*. Nature 1980, 283: 106–107.
- [77] Kearon C, Ginsberg J. S., Hirsh J.: *The role of venous ultrasonography in the diagnosis of suspected deep venous thrombosis and pulmonary embolism*. Wyd. Ann Intern Med 1998 129:1044–9.
- [78] Kędzior K., Knapczyk J., Morecki A.: *Teoria mechanizmów i manipulatorów*, Warszawa 2002.
- [79] Kipper M. S. i inni: *Long term follow-up of patients with suspected pulmonary embolism and a normal lung scan*. Wyd. Chest, 1982, 82:411–5.
- [80] Koster T. i inni: *Venous thrombosis due to a poor anticoagulant response to activated protein C*, The Leiden Thrombophilia Study. Wyd. Lancet. 1993 342:1503–6.
- [81] Kostrzewska A.: *Biofizyka głosu ludzkiego, materiały do ćwiczeń z biofizyki*, Białystok, 2008
- [82] Kovacs Ch.S.: *Bone Development in the Fetus and Neonate: Role of the Calcitropic Hormones*. Curr Osteoporos Rep (2011) 9:274–283

- [83] Kowalewski P.: *Modelowanie tarcia w endoprotezie stawu kolanowego*, Wrocław 2007.
- [84] Kraaijenhagen R. A. i inni: *Travel and risk of venous thrombosis*. Wyd. Lancet. 2000 356:1492-3.
- [85] Kruip M. J. i inni: *Diagnostic strategies for excluding pulmonary embolism in clinical outcome studies. a systematic review*. Wyd. Ann Intern Med 2003 138:941–51.
- [86] Krum SA, Brown M.: *Unraveling estrogen action in osteoporosis*. Cell Cycle. 2008 May 15;7(10):1348-52. Epub 2008 Feb 29.
- [87] Kuniszyk-Józkowiak W., Suszyński W., Warchoń J.: *Spektrograficzna analiza nie płynności mowy*, Logopedia 25, Polskie Towarzystwo Logopedyczne, Lublin, 1998
- [88] *Laboratorium nauki o materiałach*, Politechnika Łódzka, Wydział Mechaniczny, Instytut Inżynierii Materiałowej, Łódź 2010
- [89] Lamarck J.B.: *Philosophie Zoologique*. G.Bailliere, Paris 1809.
- [90] Le Gal G. i inni: *Prediction of pulmonary embolism in emergency patients: the revised Geneva score*. Wyd. Ann Intern Med 2005.
- [91] Łodygowski T., Kąkol W.: *Metoda elementów skończonych w wybranych zagadnieniach mechaniki konstrukcji inżynierskich*. Alma Mater, Politechnika Poznańska 2003
- [92] Łopaciuk Stanisław (red.): *Zakrzepy i zatory*. Wyd. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2001.
- [93] Martin T. J., Seeman E.: *Bone remodelling: its local regulation and the emergence of bone fragility*. Best Pract Res Clin Endocrinol Metab. 2008 Oct; 22(5):701-22.
- [94] Martinelli I. i inni: *Different risks of thrombosis in four coagulation defects associated with inherited thrombophilia: a study of 150 families*. Blood. 1998 92:2353-8.
- [95] Mei-Shu Shih.: *Bone Adaptation in Osteoporosis*. Curr Osteoporos Rep DOI 10.1007/s11914-012-0107-2.
- [96] Metzger R. [et al.]: *Floating Bearing Knee Joint Prosthesis with a Fixed Tibial Post*, Biomet, Warsaw US, Opis patentowy: US 6,972,039 B2, Opublikowano: 06.12.2005.
- [97] Michałowska M.: *Transport w gospodarce opartej na wiedzy*, Wydawnictwo Uniwersytetu Ekonomicznego w Katowicach, 2009
- [98] Mullins M. D. i inni: *The role of spiral volumetric computed tomography in the diagnosis of pulmonary embolism*. Wyd. Arch Intern Med 2000 160:293–8.
- [99] Murray D.: *Minimally Invasive Surgical Technique V5 [DVD-ROM]*, Biomet.

- [100] Murray R. K. i inni: *Biochemia Harpera*, wyd. V, Wydawnictwo Lekarskie PZWL.
- [101] Niezabitowski A., Szczepański W., Stachura J.: *Choroby kości, stawów, nowotwory tkanek miękkich*. [W]: Patologia znaczy słowo o chorobie. Tom II. Patologia narządowa część 2. Red. J. Stachura, W. Domagała. Kraków: Polska Akademia Umiejętności 2005, 1150-1200.
- [102] Nordstrom M. i inni: *A prospective study of the incidence of deep-vein thrombosis within a defined urban population*. Wyd. J Intern Med. 1992 232:155-60.
- [103] *Nowa encyklopedia powszechna PWN, tom 1*, s. 471, Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa 1997,
- [104] Oberkampf W.: *Verification and Validation in Computational Simulation, Validation and Uncertainty*. Quantification Department, Sandia National Laboratories, Albuquerque, New Mexico, Materiały konferencyjne. Q2004 Transport Task Force Meeting, Salt Lake City, Utah, April 29 2004.
- [105] Oden J. T i inni: *Modeling error and adaptivity in nonlinear continuum mechanics*, Wyd. Comput. Methods Appl. Mech. Eng. 190 6663 (2001).
- [106] Oden J. T i Prudhomme S.: *Goal-oriented error estimation and adaptivity for the finite element method*, Wyd. Comput. Math. Appl. 41 735 (2001).
- [107] Oden J. T i Prudhomme S: *Estimation of Modeling Error in Computational Mechanics*, Wyd. Texas Institute for Computational and Applied Mathematics, The University of Texas at Austin, August 13 2002.
- [108] Oden J. T i Prudhomme S: *Verification of Simulations using a Posteriori Error Estimation*, Wyd. Texas Institute for Computational and Applied Mathematics, The University of Texas at Austin, August 13 2002.
- [109] Oden J. T i Vemaganti K. S.: *Model Verification and Validation* Materiały konferencyjne Workshop on Threat Anticipation: Social Science Methods and Models The University of Chicago and Argonne National Laboratory, April 7-9, 2005 Chicago, IL.
- [110] Oden J. T. i Vemaganti K.: *Estimation of local modeling error and goal-oriented modeling of heterogeneous materials Part I: Error estimates and adaptive algorithms*, Wyd. J. Comput. Phys. 164 22 (2000).
- [111] Oden J. T: *Adaptive modeling in solid mechanics*, Wyd. Second European Congress on Computational Mechanics, Tom 6 edited by Z. Waszczyszyn, and J. Pamin, Eds., (Vesalius Publishers, Kraków, 2001).
- [112] Olędzka E., Sobczak M., Kołodziejwski W. L.: *Polimery w medycynie - przegląd dotychczasowych osiągnięć*, Polimery Nr 11–12, listopad–grudzień 2007,
- [113] Otto J. K. [et al.]: *High Performance Knee Prostheses*, University of Pennsylvania, Philadelphia US, Opis patentowy: US 7,922,771 B2, Opublikowano: 12.04.2011.

- [114] Papińska-Kacperek J.: *Spółeczeństwo informacyjne*, Wydawnictwo Naukowe PWN, 2008.
- [115] Pappas M.J.: *Posterior Stabilized Knee Replacement With Bearing Translation For Knee With Retained Collateral Ligaments*, Biomedical Engineering Trust I, South Orange US, Opis patentowy: US 6,764,516 B2, Opublikowano: 20.07.2004.
- [116] Pauwels F.: *Eine neue Theorie uber den Einfluss Mechanischer Reise auf die Differenzierung der Stutzgewebe*. Z. Anat. Entw. Gesch. 1960, 121: 478-515.
- [117] Perrier A. i inni: *Cost-effectiveness of diagnostic strategies for suspected pulmonary embolism including helical computed tomography*. Wyd. Am J Respir Crit Care Med 2003 167:39–44.
- [118] Perrier A. i inni: *Diagnosing pulmonary embolism in outpatients with clinical assessment, D-dimer measurement, venous ultrasound, and helical computed tomography: a multicenter management study*. Wyd. Am J Med 2004 116:291–9.
- [119] Perrier A. i inni: *Multi-detector row computed tomography in suspected pulmonary embolism*. Wyd. N Engl J Med 2005 352: 1760–8.
- [120] Perrier A. i inni: *Non-invasive diagnosis of venous thromboembolism in outpatients*. Wyd. Lancet 1999 353:190–5.
- [121] Perrier A.: *D-dimer for suspected pulmonary embolism: whom should we test?* Wyd. Chest 2004 125:807–9.
- [122] Phyllis E. K. i inni: *Yellow book on DVD*.
- [123] Piątkowski S. Kotwicki T.: *Wprowadzenie do fizjopatologii narządu ruchu*. [W:] Wiktora Degi Ortopedia i Rehabilitacja Tom I. Red. W. Marciniak, A. Szulc. Warszawa: Wydawnictwo Lekarskie PZWL 2003, 11-20
- [124] Pickhardt P J, Lee L J, del Rio A M, Lauder T, Bruce R J, Summers R M, Pooler B D, Binkley N.: *Simultaneous screening for osteoporosis at CT colonography: bone mineral density assessment using MDCT attenuation techniques compared with the DXA reference standard*. J Bone Miner Res. 2011 Sep;26(9):2194-203. doi: 10.1002/jbmr.428.
- [125] Pikoń K.: *ABC Internetu*, Wydawnictwo Helion, 2001
- [126] Podbielska H.: *Optyka biomedyczna – wybrane zagadnienia*. Politechnika Wrocławska 2011
- [127] Poort S. R. i inni: *A common genetic variation in the 3'-untranslated region of the prothrombin gene is associated with elevated plasma prothrombin levels and an increase in venous thrombosis*. Wyd. Blood. 1996 88:3698-703.
- [128] Prandoni P. i inni: *The long-term clinical course of acute deep venous thrombosis*. Wyd. Ann Intern Med. 1996 125:1-7.

- [129] Rabassa A.E., Guinto F.C. Jr., Crow W.N., Chaljub G., Wright G.D., Storey G.S.: *CT of the spine: value of reformatted images*. AJR Am J Roentgenol. 1993 Dec;161(6):1223-7.
- [130] Ramzi D. W., Leeper K. V.: *DVT and pulmonary embolism: Part 2. Treatment and prevention*. Am Fam Physician. 2004 69:2841-8.
- [131] Ramzi D. W., Leeper K. V.: *DVT and pulmonary embolism: Part 1. Diagnosis*. Wyd. Am Fam. Physician. 2004 69:2829-36.
- [132] Rathbun S..W. i inni: *Sensitivity and specificity of helical computed tomography in the diagnosis of pulmonary embolism: a systematic review*. Wyd. Ann Intern Med 2000 132:227–32.
- [133] Rauber A.A.: *Über Elastizität und Festigkeit der Knochen*. Wilhelm Engelmann, Leipzig 1876.
- [134] Reicher., Lasiński W.: *Budowa ogólna kości*. [W]: Anatomia człowieka. Red. A. Bochenek, M. Reicher. Warszawa: Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich 1990, 187-195.
- [135] Reilly D.T. Burstein A.A.: *The mechanical properties of cortical bone*. J. Bone Joint Surg. 1974, 56-A: 1001-1022.
- [136] Righini M. i inni: *Prediction of Pulmonary Embolism in the Emergency Department*. The Revised Geneva Score Wyd. Annals of Internal Medicine 2006 144:165-171.
- [137] Roesler H.: *The history of some fundamental concepts in bone biomechanics*. J. Biomech. 1987, 20: 1025-1034.
- [138] Rogala P, Uklejewski R, Stryła [W]: Modern poro-elastic biomechanical model of bone tissue. I. *Biomechanical function of fluids in bone*. Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol. 2002;67(3):309-16.
- [139] Rosendaal F. R.: *Venous thrombosis: The roles of genes, environment, and behavior*. Hematology Wyd.Am Soc Hematol Educ Program. 2005:1-12.
- [140] Rudowski R.: *Informatyka medyczna*, Wydawnictwo Naukowe PWN, 2003
- [141] Rusiński E.: *Metoda elementów skończonych. System COSMOS/M*. Wydawnictwa komunikacji i łączności. Warszawa 1994.
- [142] Samek A.: *Bionika wiedza przyrodnicza dla inżynierów*, Wydawnictwa AGH, Kraków 2010.
- [143] Schoepf U. J., Costello P.: *CT Angiography for diagnosis of pulmonary embolism: state of the art*. Wyd. Radiology 2004 230:329–337.
- [144] Schreijer A. J. i inni: *Activation of coagulation system during air travel: a crossover study*. Wyd. Lancet. 2006 367:832-8.
- [145] Seeman E.: *Bone modeling and remodeling*. Crit Rev Eukaryot Gene Expr. 2009;19(3):219-33.

- [146] Seeman E.: *Modeling and remodeling*. [W]: Principles of Bone Biology, Third Edition, Vol. I. Red. J.P. Bilezikian, L.G. Raisz, T.J.Martin. Academic Press 2008, 3-23
- [147] Sheldon T.: *Wielka encyklopedia sieci komputerowych*. Wydawnictwo ROBOMATIC, 1995
- [148] Simpson J., Brown H. K.: *The influence of meteorological variables on the development of deep venous thrombosis*. University of Edinburgh, Edinburgh, Scotland, UK Prepublished online: August 27 2009.
- [149] Software Developer's Journal 08/2009 (176)
- [150] Stanisławski P.: *Czucie w protezie*. Magazyn Integracja nr 1/2009
- [151] Staśkiewicz G. J.: *Ocena parametrów funkcji prawej komory serca u pacjentów z ostrą zatorowością płucną w wielorządowej tomografii komputerowej*: praca doktorska. Lublin 2006, Uniwersytet Medyczny w Lublinie.
- [152] Stein P. D. i inni: *Complications and validity of pulmonary angiography in acute pulmonary embolism*. Wyd. Circulation 1992 85:462–8.
- [153] Stein P. D. i inni: *D-Dimer for the exclusion of acute venous thrombosis and pulmonary embolism: a systematic review*. Wyd. Ann Intern Med 2004 140:589–602.
- [154] Stokłosowa S.: *Hodowla komórek i tkanek*. Wyd. PWN, Warszawa 2006.
- [155] Surma J.: *Business Intelligence*. Wyd. PWN, Warszawa 2009
- [156] Surowska B., Weroński A.: *Struktura i właściwości biomateriałów*. Wyd. PL, Lublin 1990.
- [157] Świczko-Żurek B.: *Biomateriały T1*. Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej, Gdańsk 2009
- [158] Świczko-Żurek B.: *Biomateriały T2*, Gdańsk 2009.
- [159] Szczeklik A. (red.). *Choroby wewnętrzne. T. II*. Wyd. Medycyna Praktyczna, 2005 s. 1407.
- [160] Szczeklik A.(red.): *Choroby wewnętrzne. Przyczyny, rozpoznanie i leczenie, tom I*. Wyd. Medycyna Praktyczna, Kraków 2005
- [161] Szkoła J., Pancerz K., Warchoń J.: *Computer diagnosis of laryngopathies based on temporal pattern recognition in speech signal*. Bio-Algorithms and Med-Syst., vol. 6 nr 12, s. 75-80 2010
- [162] Szkoła J., Pancerz K., Warchoń J.: *Recurrent neural networks in computer-based clinical decision support for laryngopathies: an experimental study*, Comput. Intell. Neurosci., vol. 2011, ss. 8, ID 289398, 2011
- [163] Szpunar-Huk E.: *Problems of Medical Data Mining*, Wyd. Journal of Medical Informatics & Technologies vol 7/2004,
- [164] Tadeusiewicz R., *Cybernetyka Biocybernetyka*, Zakład Narodowy im. Ossolińskich, Wrocław 1988.

- [165] Tadeusiewicz R., *Wykład z Biocybernetyki dla studentów Inżynierii Biomedycznej*, AGH, 2012-01-21.
- [166] Tainmont J.: *History of osteogenesis imperfecta or brittle bone disease: a few stops on a road 3000 years long*. B-ENT. 2007;3(3):157-73.
- [167] The PIOPED Investigators: *Value of the ventilation-perfusion scan in acute pulmonary embolism*. Wyd. JAMA 1990 263:2753–9.
- [168] Thompson J. C.: *Atlas anatomii ortopedycznej Nettera*, Wrocław 2007.
- [169] Tkacz E., Borys P., *Bionika T1*, Wydawnictwa Naukowo-Techniczne, Warszawa 2006.
- [170] Tkacz E., Borys P.: *Bionika T2*, Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, Warszawa 2006,
- [171] Toff W. D. i inni: *Effect of hypobaric hypoxia, simulating conditions during long-haul air travel, on coagulation, fibrinolysis, platelet function, and endothelial activation*. Wyd. JAMA. 2006 295:2251-61. Erratum in: JAMA. 2006 Jul 5 296:46.
- [172] Torbicki A. i inni: *Guidelines on the diagnosis and management of acute pulmonary embolism: the task force for the diagnosis and management of acute pulmonary embolism of the European Society of Cardiology (ESC)*. Wyd. European Heart Journal, 2008 29: 2276–2315
- [173] V.A. Lubarda a,c,, E.E. Novitskaya b, J. McKittrick a,b, S.G. Bodde B., P.-Y. Chen: *Elastic properties of cancellous bone in terms of elastic properties of its mineral and protein phases with application to their osteoporotic degradation*. Mechanics of Materials 44 (2012) 139–150.
- [174] Van Beek E. J., i inni: *Clinical validity of a normal pulmonary angiogram in patients with suspected pulmonary embolism – a critical review*. Wyd. Clin Radiol 2001 56:838–42.
- [175] Van Beek E. J. i inni: *A normal perfusion lung scan in patients with clinically suspected pulmonary embolism. Frequency and clinical validity*. Wyd. Chest 1995 108:170–3.
- [176] Warchoł J.: *Badanie mowy przy prawidłowej i zaburzonej fonacji z wykorzystaniem analizatora akustycznego SVAN 912AE*, rozprawa doktorska, Uniwersytet Medyczny w Lublinie, Lublin, 2006
- [177] Warchoł J., Gawda H., Trębacz H.: *Acoustic investigations of persons with phonation disorders*, Arch. Acoust. vol. 32 nr 3, s. 778, 2007
- [178] Warchoł J., Gawda H., Trębacz H.: *Akustyczne badania osób z zaburzeniami fonacji*, 54 Otwarte Seminarium z Akustyki. Rzeszów-Przemyśl, 10-14 września, 2007
- [179] Warchoł J.: *Parametrical imaging of the speech signal in phonation disorders*, Arch. Acoust. vol. 33 nr 3, s. 402, 2008

- [180] Warchoł J., Szkoła J., Pancierz K., Olchowik G.: *Genesis and development of research on temporary and frequency patterns in analysis of speech signal disturbances*, Arch. Acoust. vol. 36 nr 3, s. 673-674, 2011
- [181] Warchoł J., Szkoła J., Pancierz K., Olchowik G.: *Geneza i rozwój badań wzorców czasowych i częstotliwościowych w analizie zaburzeń sygnału mowy*, 58 Otwarte Seminarium z Akustyki OSA 11. T. II. Gdańsk-Jurata, 13-16 September, s. 369-374, 2011
- [182] Warchoł J., Szkoła J., Pancierz K.: *Towards computer diagnosis of laryngopathies based on speech spectrum analysis: A preliminary approach*, 3rd International Conference on Bio-inspired Systems and Signal Processing, Biosignals 2010; Valencia; 20-23 January , s. 464-467, 2010
- [183] Wells N.: *Linux Serwery sieciowe*, Wydawnictwo RM sp. z o.o., Warszawa 1998
- [184] Wells P. S. i inni: *Excluding pulmonary embolism at the bedside without diagnostic imaging: management of patients with suspected pulmonary embolism presenting to the emergency department by using a simple clinical model and D-dimer*. Wyd. Ann Intern Med 2001 135:98–107
- [185] Wicki J. i inni: *Assessing clinical probability of pulmonary embolism in the emergency ward: a simple score*. Wyd. Arch. Intern. Med. 2001 161:92–7.
- [186] Widuchowski J.: *Kolano. Endoprotezoplastyka - całkowita wymiana stawu*, Katowice 2001.
- [187] Wolff J.: *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Hirschwald, Berlin 1892.
- [188] Zając M.: *Protezy wzroku*, Izoptyka, 2005, nr 32,
- [189] <http://www.teambone.com/biomechanics.html>
- [190] http://4.bp.blogspot.com/_pMscxxELHEg/SWycE5iiSFI/AAAAAAAAAELY/SjsIkkygRN8Q/s1600/TradeNov2008.jpg [dostęp 04.6.2011]
- [191] <http://www.spectraworks.com/Help/GIFS/signal.jpg> [dostęp 04.6.2012]
- [192] Główny Urząd Statystyczny.: *Podstawowe informacje o rozwoju demograficznym Polski do 2006*. <http://www.stat.gov.pl/gus> [dostęp 04.6.2012]
- [193] http://www.stat.gov.pl/danespolgosp/ludnosc/demografia/2006/_do_2006.pdf [dostęp 10.6.2012]
- [194] <http://www.e-radiography.net/radpath/p/pe2.htm> [dostęp 05.06.2012]
- [195] http://www.e-radiography.net/radpath/p/gpulmonary_embolism_pe_fig1.jpg [dostęp 2012.5.28]
- [196] http://www.e-radiography.net/radpath/p/gpulmonary_embolism_pe_fig3.jpg [dostęp 2011.5.28]

- [197] http://www.e-radiography.net/radpath/p/gpulmonary_embolism_pe_fig4.jpg [dostęp 2011.5.28]
- [198] <http://www.statsoft.pl/general.html> [dostęp 2011.5.29]
- [199] <http://www.ont.com.pl/matlab.php?disp=kat&id=118> Strona internetowa polskiego dystrybutora oprogramowania MATLAB [dostęp 13.6.2012]
- [200] http://pl.wikipedia.org/wiki/Global_Positioning_System [dostęp 5.05.2012]
- [201] <http://www.zrsi.wzp.pl/node/103> [dostęp 27.05.2011]
- [202] <http://www.supervision.com.pl/teleopieka.php> [dostęp 27.05.2011]
- [203] <http://www.tele-opieka.pl/idea.html> [dostęp 27.05.2011]
- [204] http://www.ted.com/talks/lang/pl/janine_benyus_biomimicry_in_action.html (film, wykład Janine Benyus) [dostęp 05.2011]
- [205] <http://www.nauka.gov.pl/nauka/sukcesy-uczonych/sukcesy-uczonych/artkul/prof-samek-przyroda-moze-byc-dla-inzyniera-cennym-zrodlem-wiedzy/> [dostęp 15.05.2011]
- [206] <http://www.sharklet.com/> [dostęp 12.06.2011]
- [207] <http://kopalniawiedzy.pl/gekon-Geckoskin,15215> [dostęp 10.06.2011]
- [208] <http://e-czytelnia.abrys.pl/index.php?mod=tekst&id=12031> [dostęp 22.06.2012]
- [209] http://www.teberia24.pl/?page_id=1721 [dostęp 10.06.2011]
- [210] <http://www.egospodarka.pl/956,Neuro-Chip-uklad-do-podgladania-mozgu,1,15,1.html> [dostęp 12.06.2011]
- [211] <http://www.uci.agh.edu.pl/uczelnia/tad/> [dostęp 19.06.2012]
- [212] <http://www.asimo.pl/modele/robotkrew.php> [dostęp 12.06.2012]
- [213] http://www.polregio.eu/index.php?option=com_content&view=article&id=297:ramieniem-w-przyszlo-polak-wspotworc-robota-bionicznego-wzorowanego-na-trbie-sonia&catid=35:portrety&Itemid=54 [dostęp 10.06.2012]
- [214] <http://www.tvn24.pl/wiadomosci-z-kraju,3/podpatrzylismy-trabe-slonia-tak-powstalo-bioniczne-ramie,157269.html> [dostęp 10.06.2012]
- [215] <http://www.trochetechniki.pl/Urzadzenia-wzorowane-na-naturze,t,336.html> [dostęp 10.06.2012]
- [216] <http://machine4living.com/naturalnie-piekne-objekty.html#more-205> [dostęp 10.06.2012]
- [217] http://www.sztuka-architektury.pl/index.php?ID_PAGE=20742&npg=15 [dostęp 10.06.2012]
- [218] <http://vincent.callebaut.org/page1-img-dragonfly.html> [dostęp 01.06.2012]
- [219] http://architektura.muratorplus.pl/technika/budynki/archiwum/narodowe-centrum-sportow-wodnych_74159.html [dostęp 13.06.2012]

- [220] <http://www.wykop.pl/ramka/92025/projekt-zielona-sahara/> [dostęp 01.06.2012]
- [221] http://www.sztuka-architektury.pl/index.php?ID_PAGE=14404 [dostęp 21.06.2012]
- [222] http://cdn30.muratorplus.smcloud.net/t/photos/thumbnails/5e/dc/de/5edcde684c251af1_800x0_rozmiar-niestandardowy.jpg [dostęp 01.06.2012]
- [223] http://www.asimo.pl/modele/robot_jelita.php [dostęp 21.06.2012]
- [224] <http://odkrywcy.pl/kat,116794,title,Bioroboty-przyszlosc-medycyny,wid,13996360,wiadomosc.html> [dostęp 02.06.2012]
- [225] <http://en.beijing2008.cn/46/39/WaterCube.shtml> [dostęp 21.05.2012]
- [226] <http://www.focus.pl/newsy/zobacz/publikacje/ekologiczna-farma-wiezowiec/> [dostęp 21.05.2012]
- [227] <http://www.focus.pl/cywilizacja/zobacz/publikacje/zielone-wynalazki/> [dostęp 12.06.2012]
- [228] <http://platine.pl/najbardziej-ekologiczny-wiezowiec-swiata-0-1069085.html> [dostęp 17.06.2012]
- [229] <http://gizmodo.pl/czy-wieza-taisun-stanie-sie-najbardziej-zielonym-budynkiem-na-ziemi/> [dostęp 17.06.2012]
- [230] http://www.sztuka-architektury.pl/index.php?ID_PAGE=14404 [dostęp 21.06.2012]
- [231] http://www.domoplus.pl/dartykuly_94_najwieksza-szklarnia-swiata.html [dostęp 05.06.2012]
- [232] <http://www.ogrodowisko.pl/artykuly/31-ogrody-angielskie-eden-project> [dostęp 21.06.2012]
- [233] <http://www.chicagomag.com/Chicago-Magazine/November-2011/St-Louis-Missouri-Visitors-Travel-Guide/> [dostęp 10.06.2012]
- [234] <http://itp.nyu.edu/~ndl5/electricity/pages/galvani.html> [dostęp 14.06.2012]
- [235] <http://www.carrascal.net46.net/fisicas/cientificos/fisicos/poiseuille.htm> [dostęp 21.06.2012]
- [236] http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/medicine/laureates/1963/hodgkin.gif [dostęp 24.05.2012]
- [237] http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/medicine/laureates/1963/huxley.gif [dostęp 21.06.2012]
- [238] <http://www.telenowe.le.fora.pl/rozrywka,29/iluzje-wzrokowe,6586-60.html> [dostęp 09.06.2012]
- [239] <http://fajne-zdjecia.pl/tag/zludzenie> [dostęp 21.05.2012]
- [240] http://www.gekon.lublin.pl/oferta_enigmas.php [dostęp 21.05.2012]

- [241] <http://istotzywe.pl/ryby/czworook> [dostęp 21.05.2012]
- [242] <http://www.scienceinschool.org/print/2378> [dostęp 12.06.2012]
- [243] <http://www.flickr.com/photos/calacademy/4733543367/> [dostęp 11.06.2012]
- [244] http://www.fotoskarby.com/index.php?item=comment&filename=9024cay0.jpg&catname=02_macro&kat=1 [dostęp 18.06.2012]
- [245] <http://sstaszkowski.flog.pl/wpis/395340/modraszek-ikar> [dostęp 16.06.2012]
- [246] <http://oegipcie.com/klimat-rosliny-i-zwierzeta-egiptu/bialy-kwiat-lotusu-by-irish4adventure/> [dostęp 15.06.2012]
- [247] <http://www.blogi.szkolazklasa.pl/?blog=192> [dostęp 10.06.2012]
- [248] <http://www.sharklet.com> [dostęp 21.06.2012]
- [249] http://terrastykalegwany.blox.pl/tagi_b/259933/bieg-bazyliczka.html stan na [dostęp 22.06.2012]
- [250] <http://nanolab.me.cmu.edu/projects/waterrunner/> [dostęp 21.06.2012]
- [251] http://www.asimo.pl/modele/robot_jelita.php [dostęp 21.05.2012]
- [252] <http://www.asimo.pl/modele/bugbot.php> [dostęp 24.06.2012]
- [253] <http://www.asimo.pl/modele/heartlander.php> [dostęp 18.06.2012]
- [254] <http://ellewinston.com/2009/05/27/dubais-dynamic-tower/> [dostęp 14.06.2012]
- [255] <http://inhabitat.com/lavas-winning-design-for-masdars-city-center/> [dostęp 25.05.2012]
- [256] <http://vincent.callebaut.org/page1-img-dragonfly.html> [dostęp 21.06.2012]
- [257] <http://gizmodo.pl/czy-wieza-taisun-stanie-sie-najbardziej-zielonym-budynkiem-na-ziemi/59fef13bc685bbc14ce258d9cf5a1809/> [dostęp 21.06.2012]
- [258] <http://www.ogrodowisko.pl/artykuly/31-ogrody-angielskie-edon-project/photos> [dostęp 01.06.2012]
- [259] <http://wireheading.com/robotoach/robo-roaches.html> [dostęp 27.05.2012]
- [260] <http://www.egospodarka.pl/956,Neuro-Chip-uklad-do-podgladania-mozgu,1,15,1.html> [dostęp 11.06.2012]
- [261] http://www.implantysluchowe.pl/Budowa_implantu_slimakowego.dhtml Budowa implantu ślimakowego, [dostęp 14.06.2012]
- [262] <http://www.theengineer.co.uk/news/blind-soldier-sees-with-his-tongue/1001369>. Blind soldier 'sees' with his tongue, [dostęp 21.06.2012]

- [263] "Niewidomi mogą widzieć za pomocą języka", <http://tech.wp.pl/kat,1009779,title,Niewidomi-moga-widziec-za-pomoca-jezyka,wid,11697390,wiadomosc.html> [dostęp 21.06.2012]
- [264] <http://chorujena.pl/Images/Artykuly/sztuczne%20serce.jpg> Serce Abio Cor, [dostęp 09.06.2012],
- [265] Silny jak serce, Warszawa, Centrum Nauki Kopernik dostępny w WWW http://www.kopernik.org.pl/fileadmin/user_upload/files/pdf/eksperymentuj/silny_jak_serce.pdf [dostęp 12.06.2012]
- [266] Powstały sztuczne mięśnie dla Terminatora, Dziennik.pl <http://wiadomosci.dziennik.pl/nauka/artykuly/%2088406,powstaly-sztuczne-miesnie-dla-terminatora.html> [dostęp 19.06.2012]
- [267] Implanty w leczeniu schorzeń kręgosłupa, <http://www.inzynieria-biomedyczna.com.pl/biomaterialy/95-implanty-kregoslupa.html> [dostęp 12.06.2012]
- [268] <http://www.neurochirurgia-tarnow.com.pl/ik.html>, [dostęp 14.06.2012]
- [269] Boczny rentgenogram kręgosłupa http://www.plismed.pl/grafika/baza/gal_5_rycina_4.jpg, [dostęp 12.06.2012]
- [270] <http://odkrywcy.pl/gid,12859747,img,12859813,page,7,title,Ludzkie-czesci-zamienne,galeriazdjecie.html?smg4sticaid=6ecb7>: Ludzkie części zamienne, [dostęp 12.06.2012]
- [271] Najnowocześniejsza techno-logia dla lepszej jakości życia, <http://www.ottobock.pl/oferta/C-Leg.html> [dostęp 05.06.2012]
- [272] http://www.ossur.com/?pageid=i_15748, Power knee, [dostęp 09.06.2012]
- [273] <http://www.ossur.com/?PageID=13460>, Proprio foot. [dostęp 12.06.2012]
- [274] http://pl.wikipedia.org/wiki/Oscar_Pistorius: Oscar Pistorius, [dostęp 12.05.2012]
- [275] <http://florence20.typepad.com/.a/6a00d83452a77469e201761721b691970c-pi> Oscar Pistorius, [dostęp 12.05.2012]
- [276] <http://www.asimo.pl/modele/HAL.php> HAL, [dostęp 12.05.2012]
- [277] <http://loszyziemi.pl/ciekawostki-pierwsze-testy-zolnierza-roboty-egzoszkieletem>: HULC, [dostęp 12.05.2012]
- [278] Graphene may be used to remove cholesterol, www.graphene-info.com/graphene-may-be-used-remove-cholesterol [dostęp 15.06.2012]
- [279] www.grafen.pl [dostęp 12.06.2012]

- [280] <http://laserowezabiegi.pl> [dostęp 19.06.2012]
- [281] <http://www.chinmed.com> [dostęp 10.06.2012]
- [282] Materiały do kursu "Lasery w medycynie" <http://www.imp.gda.pl>
A. Cenian, E. Zaremba, M. Frankowski, [dostęp 13.06.2012]
- [283] <http://www.resmedica.pl> [dostęp 13.06.2012]
- [284] <http://technologia.laserowa.republika.pl> stan na [dostęp 17.06.2012]
- [285] <http://lasotronix.eu> [dostęp 17.06.2012]
- [286] <http://www.if.uj.edu.pl> [dostęp 05.06.2012]
- [287] <http://wichary.eu> [dostęp 12.06.2012]
- [288] <http://www.imp.gda.pl> [dostęp 21.06.2012]
- [289] <http://mitr.p.lodz.pl> [dostęp 21.06.2012]
- [290] <http://technologia.laserowa.republika.pl> [dostęp 18.06.2012]
- [291] Multimedialna Encyklopedia Człowieka, 2001
- [292] <http://www.melitus.pl> [dostęp 23.05.2012]
- [293] <http://laserowezabiegi.pl> [dostęp 19.05.2012]
- [294] <http://www.dcis.pl> [dostęp 15.06.2012]
- [295] <http://www.kim.pllub.pl> [dostęp 21.06.2012]
- [296] Strona główna firmy Zatorski, <http://www.zatorski.pl/> [dostęp 12.06.2012]
- [297] <http://www.3ds.com/products/simulia/portfolio/abaqus/overview/> Strona główna programu Abaqus, [dostęp 13.06.2012]
- [298] <http://www.3ds.com/products/catia> Strona główna programu Catia, [dostęp 13.06.2012]
- [299] <http://www.materialise.com/mimics> Strona główna programu Materialise Mimics, [dostęp 12.06.2012]
- [300] <http://www.ztkut.it.pw.edu.pl/?mn=2&go=5> Wydział Transportu Zakład Teorii Konstrukcji Urządzeń Transportowych Politechniki Warszawskiej, [dostęp 18.06.2012]