

Rozwój zaopatrzenia ortopedycznego z elementami płynowymi

Ryszard Dindorf

Ocenia się, że ok. 85 tys. ludzi w Europie ma amputowaną dłoń, rękę lub nogę, z tego tylko 5 % ma pełne zaopatrzenie ortopedyczne. Wzrost urazowości i liczby osób z różnymi chorobami wpływa na wzrost zapotrzebowania na różne urządzenia lub aparaty (ortezy, protezy, egzoszkieletony), które wchodzą w skład całokształtu zaopatrzenia ortopedycznego (zaopatrzenia ortotycznego i zaopatrzenia protetycznego)

W Polsce zwykle protezowanie kończyn dolnych prowadzi się dwufazowo. Tuż po amputacji stosuje się protezę tymczasową, a następnie po kilku miesiącach protezę ostateczną, która niezależnie od producenta jest wykonywana tą samą technologią. W Centrum Rehabilitacji im. prof. M. Weissa w Konstancinie stosuje się system jednofazowy. Jednofazowe protezowanie, oparte na rozwiązaniach konstrukcyjnych modułowych, jest powszechnie stosowane w krajach wysoko uprzemysłowionych. W 1996 roku w Centrum Rehabilitacji rozpoczęto prace nad stworzeniem polskiego systemu modułowego będącego w pełni kompatybilnym z systemami firm zachodnich [6]. Metody leczenia narządów ruchu obejmują zarówno metody zachowawcze polegające na stosowaniu aparatów usztywniających, unieruchamiających, gorsetów i kołnierzy służących do wzmacniania słabych lub niesprawnych stawów lub mięśni, jak i metody zastępowania utraconych lub niesprawnych narządów lub organów protezami. Stosowane są protezy gałki ocznej, piersi, małżowiny usznej, nosa, zastawki serca, serca, kończyny górnej, kończyny dolnej, ręki, palca itd. Wyróżnia się protezy: kosmetyczne, bierne, czynne (w pełni funkcjonalna proteza mechaniczna), bioelektryczne i mioelektryczne (wielofunkcyjna proteza mięśniowo-elektryczna). Protezy kosmetyczne są tylko duplikatami straconej kończyny, bez żadnych cech funkcjonalności. Protezy ręki spełniają zwykle rolę aktywnego chwytaka, którego element chwytający jest dostosowany do wykonania określonych czynności. Większość tego typu protez umożliwia ruch w bardzo ograniczonym zakresie. Tradycyjne protezy kończyn wykonuje się z drewna, tworzywa sztucznego i metalu o budowie jednolitej lub szkieletowej. Obecnie zgodnie z trendem rozwoju nowoczesnej techniki do wykonywania protez kończyn stosuje się takie materiały jak: włókna węglowe, tworzywa termoplastyczne, lekkie metale. Od wielu lat rozwijają się metody elektrostymulacji funkcjonalnej kończyn dolnych FES oraz mioelektryczne sterowanie protez ramion [9]. Prowadzone są także doświadczenia nad no-

wymi neuroprotezami (ang. Stand/Go, niem. Steh auf und geh). Stosuje się również techniki operacyjne polegające na przeszczepianiu ścięgien i mięśni, wszczepianiu endoprotez, implantów i stymulatorów mięśni [10]. W praktyce medycznej i rehabilitacyjnej dąży się w coraz większym stopniu do wykorzystania wysokich technologii w wykonaniu sztucznych mięśni. Dzięki tym badaniom wielu chorych ma nadzieję na zastąpienie naturalnego organu jego protezą ze sztucznymi mięśniami.

Zastosowanie elementów płynowych w aparatach ortopedycznych i urządzeniach rehabilitacyjnych

Dzięki rozwojowi elektroniki i sterowania mikroprocesorowego obserwuje się znaczny rozwój techniki płynowej (pneumatycznej i hydraulicznej) w aparatach ortotycznych i protetycznych oraz urządzeniach rehabilitacyjnych [1]. Elementy płynowe znajdują od wielu lat zastosowanie w urządzeniach wspomagających krążenie i oddychanie, aparatach ortopedycznych, budowie stanowisk treningowo-pomiarowych, manipulacjach chirurgicznych i wielu innych [2]. Elementy płynowe mają zastosowanie w protezach kończyn górnych i dolnych, ortezach oraz egzoszkieletonach, w których siłowniki hydrauliczne lub pneumatyczne spełniają rolę elementów wykonawczych (mięśni). Budowa egzoszkieletonów może przypominać szkielet ręki, nogi lub całego człowieka. Porównanie protez kończyny dolnej z napędem: mechanicznym, pneumatycznym i hydraulicznym w zależności od aktywności ruchowej człowieka zestawiono w tablicy 1.

Koncepcja pierwszej protezy hydraulicznej powstała w 1918 roku, natomiast samoczynnie działającą protezę kończyny dolnej z elementami hydraulicznymi opracowano na Uniwersytecie Technicznym w Berlinie w latach 60. ubiegłego stulecia [14]. W firmie Zapfe-Orthopädie Technik (Berlin) opracowano system elektrohydraulicznego sterowania C-LEG, który zastosowano w protezach kończyn dolnych [6]. Metodę tę można ocenić jako dającą obecnie największe możliwości poruszania kończynami dolnymi i będącą najbar-

Dr hab. inż. Ryszard Dindorf – Zakład Mechatroniki Politechniki Świętokrzyskiej

Tablica 1. Dostosowanie protezy do aktywności ruchowej pacjenta

Stopień aktywności	Charakterystyka aktywności ruchowej pacjenta	Rodzaj protezy kończyny dolnej
1. Bardzo mała	- sprawność chodzenia < 100 m dziennie, - prędkość chodzenia < 1 km/h, - wymaga pomoc przy chodzeniu, - ciągły siedzący tryb pracy	mechaniczna
2. Mała	- sprawność chodzenia < 1 km dziennie, - prędkość chodzenia < 1–2 km/h, - wymaga pomoc przy chodzeniu, - przeważanie siedzący tryb pracy	mechaniczna, pneumatyczna
3. Normalna	- sprawność chodzenia < 5 km dziennie, - prędkość chodzenia < 2–4 km/h, - nie wymaga pomocy przy chodzeniu, - normalny tryb pracy i życia	mechaniczna, pneumatyczna, hydrauliczna
4. Duża	- sprawność chodzenia > 10 km dziennie, - możliwość biegania > 4 km/h, - poruszanie się w różnym terenie, - duża aktywność zawodowa i sportowa	hydrauliczna

**Rys. 1.** Widok nóg człowieka poruszającego się za pomocą protezy hydraulicznej wyposażonej w system sterowania mikroprocesorowego C-LEG (Zapfe Orthopädie-Technik)

dziej zbliżoną do naturalnych możliwości mobilnych człowieka. Proteza z systemem C-LEG jest pierwszą na świecie protezą kolanową z pełnym sterowaniem mikroprocesorowym. Elektroniczne czujniki pomiarowe dostarczają informacji do układu sterowania o stanie położenia protezy w zależności od stanu ruchu człowieka. System C-LEG jest przystosowany do sterowania ruchem protezy kolana przy różnym obciążeniu i zakresie ruchowym, dostosowuje automatycznie położenie protezy do indywidualnych ruchów pacjenta i warunków chodzenia. W każdej fazie ruchu system C-LEG przez kontrolę obciążenia i amortyzację ruchu protezy zapewnia pacjentowi bezpieczne poruszanie się zarówno po chodniku płaskim, wzniesieniu, jak również po nierównej powierzchni w terenie. Widok nóg człowieka poruszającego się za pomocą protezy z systemem C-LEG przedstawiono na rys. 1. Firma MAUCH-Hydraulik skonstruowała protezę kolana opartą na elementach hydraulicznych. Proteza kolana jest przeznaczona dla aktywnych pacjentów, którzy muszą się często poruszać, jest bezpieczna w użytkowaniu. Sterowanie umożliwia zastosowanie protez kolana nawet przy podwójnej amputacji kończyn dolnych. Innym rozwiązaniem na bazie elementów płynowych jest kolano pneumatyczne ze sterowaniem mikroprocesorowym o nazwie Seattle Power Knee. Sterowanie kolana pneumatycznego umożliwia dostosowanie jego położenia do fazy ruchu pacjenta. Mikroprocesor jest połączony z czujnikami (sensorami) ruchu i serwowalorem pneumatycznym. Zawory pneumatyczne sterują strumieniem powietrza, tak aby uzyskać odpowiednie przemieszczenie (pozycję) i prędkości ruchu kolana. Proteza kolana jest zabezpieczona pneumatycznym amortyzatorem przeciążeniowym. Przykładem urządzenia ze sztucznymi mięśniami pneumatycznymi jest aparat o nazwie SKIL MATE [12]. Aparat ten został zbudowany na bazie serwowymechanizmów elektropneumatycznych. Pneumatyczne siłowniki służą do wspomagania ruchów koń-

czyny górnej (ramienia i dłoni). Taki aparat ma zastosowanie w przypadku ograniczonych możliwości ruchowych i siłowych ręki. SKIL MATE miał już konkretne zastosowanie w programie kosmicznym Extra-Vehicular Activity związanym z działalnością kosmonautów poza statkiem kosmicznym. Służył on japońskiemu kosmonaucie do wspomagania ruchu ramienia i dłoni w doświadczeniach prowadzonych w przestrzeni kosmicznej. Aparat ten może służyć również pacjentowi z niedowładem kończyny górnej. Natomiast w ramach projektu STATUS wykonano prototyp łokcia, kiści, palców i rękawicy z mięśniami pneumatycznymi sterowanymi mikroprocesorowo [11]. Elementy pneumatyczne wykorzystuje się także do łączenia protezy kończyny dolnej z kikutem przez zastosowanie techniki próżniowej (*TEC-Vacuumhülse*). Także w Polsce są prowadzone prace koncepcyjne nad protezami hydraulicznymi [14]. W tych rozwiązaniach rolę mięśni przejmują hydrauliczne silniki liniowe i obrotowe sterowane serwowalorami, które zostały zminiaturyzowane. Warunkiem koniecznym rozmieszczenia mikroelementów hydraulicznych było, aby wymiary i obrys całej konstrukcji protezy przypominał naturalną ludzką kończynę, zwłaszcza po obłożeniu jej imitacją mięśni i skóry. Materiały, które będą użyte do wykonania prototypu protezy powinny mieć mały ciężar właściwy oraz dużą wytrzymałość i elastyczność; takie właściwości mają stopy aluminium i tytan.

Sztuczne mięśnie jako nowe bioelementy w protezach i ortezach

Celem wielu prac badawczych jest stworzenie sztucznej ręki (protezy ręki) o funkcjonalności i podobieństwie do ruchu ręki ludzkiej. Trudności ze stworzeniem sztucznej ręki wynikają z tego, że ludzka ręka składa się z 18 członów oraz 17 połączeń ruchomych, ma 22 stopnie swobody i 23 stopnie ruchliwości. Od XVIII w. powsta-

wały dłonie mechaniczne, które miały zastosowanie w protezach, telemanipulatorach i manipulatorach. Dopiero w ostatnich 35 latach powstały w pełni funkcjonalne sztuczne ręce z napędem elektrycznym, pneumatycznym lub hydraulicznym. Ze znanych rozwiązań konstrukcyjnych sztucznych rąk można wymienić: Belgrade/USC Hand (1969), Stanford/JPL Hand (1981), Utah/MIT Dextrous Hand (1982), Hitachi Robot Hand (1984), Matsuoka Hand (1995), Preshov Biohand (1995), Robonaut Hand (1999), DLR Hand (2000), TUAT/Karlsruhe Humanoid Hand (2000), Aachen-IFAS Robotic Hand (2002), PneuHand 2 (2003). Konstrukcja sztucznej ręki powinna być dostosowana do ciężaru i wymiarów naturalnej ręki. Sztuczna ręka musi być łatwo sterowalna przy małym zużyciu energii, nie może także emitować nadmiernego hałasu. Konstrukcja sztucznej ręki i system jej sterowania musi umożliwiać chwytanie dowolnego przedmiotu z dużą dokładnością, dynamiką i odpowiednią siłą w sposób zsynchronizowany przez niezależny ruch palców i kciuka. Sztuczne ręce (chwytaki w kształcie ludzkiej ręki) stosowane jako biochwytaki w robotach antropomorficznych i humanoidalnych mają od trzech do pięciu palców [8]. Od 1999 r. Unia Europejska finansuje projekt SYNERAGH (*Systems Neuroscience and Engineering Research for Anthropomorphic Grasping and Handling*) realizowany przez pięć jednostek badawczych z różnych krajów. Projekt ten dotyczy planowania procesów w chwytakach robotów humanoidalnych z uwzględnieniem zagadnień technicznych, biomechanicznych i neurofizjologicznych. SYNERAGH nie rozwiązał jeszcze takich problemów, jak realizacja receptorów skóry za pomocą sensorów dotyku oraz algorytmy sterowania chwytem ludzkiej ręki. Opracowane w tym projekcie hipotezy i teorie neurofizjologiczne wykorzystano w programie komputerowym GSL (*Grasping Simulation Language*), który zastosowano do planowania zadań manipulacyjnych sztucznego ramienia z wykorzystaniem architektury sieci neuronowej. Program GSL stosowano do sterowania ruchem palców, ręki, ramienia, koordynacji ruchu ręka–ramię oraz informacji o ruchu ręki. W programie GSL wykorzystuje się cztery sztuczne sieci neuronowe, które korespondują z czterema ośrodkami (polami) mózgu człowieka, odpowiedzialnymi za czynności: ruchowe (motoryczne), czuciowe (somatyczne), wzrokowe i przejściowe pomiędzy czuciowymi a wzrokowymi oraz czynności wyższe (związane ze sferą inteligencji).

Mięśnie biologiczne są elementami czynnościowymi (napędowymi, wykonawczymi) oraz przetwornikami energii chemicznej na mechaniczną i ciepło. Mięśnie umożliwiają ruch organizmu i jego narządów. Wiele procesów fizjologicznych, np. oddychanie, krążenie, trawienie, mimika, zależy od pracy poszczególnych grup mięśniowych (szkieletowych, gładkich, sercowego). Każda grupa mięśniowa ma inne charakterystyki określone w układach: siła mięśniowa – długość sarkomeru, napięcie mięśniowe – względna długość mięśnia, potencjał elektryczny – napięcie mięśniowe. Mięsień jest zbudowany z tkanki łącznej włóknistej, którą można nazwać elastomerem biologicznym, wykazującym równo-

czniejsze cechy sprężyste i plastyczne. Właściwości lepko-sprężyste mięśni wynikają z ich włóknistej budowy polimerowej, dlatego mięsień szkieletowy jest bardziej rozciągliwy od mięśnia sercowego. Mięśnie szkieletowe stanowią główny składnik masy ciała człowieka, występują w postaci oddzielnych jednostek anatomicznych o zróżnicowanej wielkości oraz kształcie. Większość ze 150 różnych mięśni szkieletowych jest przyczepiona do kośćca dwoma końcami za pomocą ścięgien.

Przy projektowaniu i wykonywaniu protez kończyn wykorzystuje się zasady sterowania ruchem układu mięśniowego, polegające na współdziałaniu mechanizmów fizjologicznych z mechanizmami protez i ich układem sterującym. Zastosowanie protezy lub innych aparatów ortopedycznych wiąże się z rozpoznaniem możliwości i potrzeb ruchowych każdego pacjenta. Proteza jest uproszczonym modelem fizycznym utraconej kończyny, której działanie jest bardziej lub mniej zbliżone do funkcjonowania kończyny naturalnej. Proteza powinna być tak wykonana, aby umożliwiała sprawne poruszanie się przy minimalnym zużyciu energii, najlepiej na poziomie metabolicznym. Tradycyjne napędy elektryczne, pneumatyczne i hydraulicznego są wypierane przez sztuczne mięśnie, które umożliwiają zmniejszenie ciężaru i wymiarów protezy oraz zminimalizowanie energii potrzebnej do ich poruszania i sterowania. Na całym świecie trwają zaawansowane prace nad różnymi sztucznymi mięśniami, np. naukowcy z Uniwersytetu Nowy Meksyk (USA) proponują wszczęcie sztucznego mięśnia, wykonane go z podwójnego pasemka „Bi-Strips” oraz cewki ze złotego drutu przymocowanego do gałki ocznej (zewnętrznej twardówki). Skracanie lub wydłużanie soczewki oka umożliwia wówczas sztuczny mięsień pobudzany zewnętrznym elektromagnesem. Sztuczne mięśnie mogą być stosowane do usprawniania chorych po przebytych chorobach (uraz, porażenie mózgowe, uszkodzenie rdzenia kręgosłupa, uszkodzenie obwodowego układu nerwowego, choroby przebiegające z zanikiem mięśni) lub po amputacji kończyn. Sztuczne mięśnie mogą usprawnić ruchliwość organu przy małym zapotrzebowaniu energetycznym. Sztuczne mięśnie wykonuje się z różnych biomateriałów pobudzanych elektrycznie, chemicznie, termicznie, magnetycznie, optycznie, pneumatycznie i hydraulicznie. Obecnie prowadzone badania, oparte na nowoczesnej technologii wytwarzania i mikroprocesorowej technice sterowania, koncentrują się nad takimi sztucznymi mięśniami, jak niżej opisane [4].

- Sztuczne mięśnie zbudowane z nanorurek NAM (*Nanotube Artificial Muscle*), wynalezione w Instytucie Maxa Plancka (Stuttgart) są produkowane przez firmę AlliedSignal Inc. Wzdłuż węglowych nanorurek ułożone są krążki zbudowane z 14-atomowego węgla. Submikroskopowy węgiel ukształtowany w postaci rurki jest wypełniony elektrolitem. Po doprowadzeniu prądu sztuczny mięsień kurczy się lub wydłuża. Z miliona nanorurek buduje się włókna mięśni o dowolnej długości, które przypominają strukturę mięśnia naturalnego.

- Sztuczne biomięśnie (*BioArtificial Muscle*) są zbudowane z kurczliwego polimeru wykonanego z włókna poliakrylonitrylu (PAN), poliakrylonitrylu-polipyrrolu (PAN-PPY) oraz polialkoholu winylowego i polikwasu akrylowego (PVA-PAA) o średnicy $2,5\ \mu\text{m}$. Charakterystyka mięśnia jest zbliżona do liniowej; w ciągu 20 ms mięśnie polimerowe kurczą się o 20 %. Sztuczny mięsień polimerowy w szybkości działania jest najbardziej podobny do ludzkich mięśni, ale jego siła jednostkowa (na $1\ \text{cm}^2$) jest dwa razy większa od siły mięśnia naturalnego.

- Sztuczne biomięśnie polimerowo-żelowe mają element kurczliwy wykonany z włókna polimerowego wypełnionego płynem żelowym, który jest wrażliwy na zmianę liczby pH. Kurczliwość włókna zależy od liczby pH. Sterowanie skurczem mięśni polimerowych polega więc na zmianie liczby pH za pomocą regulatora pH.

- Sztuczne biomięśnie zbudowane z kompozytów polimerowo-metalowych IPMC (*Ionic Polymer-Metal Composite*) wykazują zdolność odkształcenia, są lekkie, sterowane prądem o małym napięciu, mają naturalne właściwości tłumienia drgań oraz są elastyczne.

- Sztuczne mięśnie wykorzystujące efekt piezoelektryczny są stosowane w mikrosystemach elektromechanicznych MEMS (*Micro Electro Mechanical System*). Energia dostarczana do elementu piezoelektrycznego powoduje jego odkształcenie, wówczas piezoelement połączony z ruchomym elementem tworzy mikronapęd.

- Sztuczne mięśnie w kształcie sprężyny lub spirali z drutu są wykonane z materiału tzw. „pamięcią kształtu”. W materiałach z „pamięcią kształtu” wykorzystuje się stopy Ti-Ni (SMA – *Shape Memory Alloy*) oraz stopy Ti-Ni i silikonu (SMAS – *Shape Memory Alloy-Silicone*).

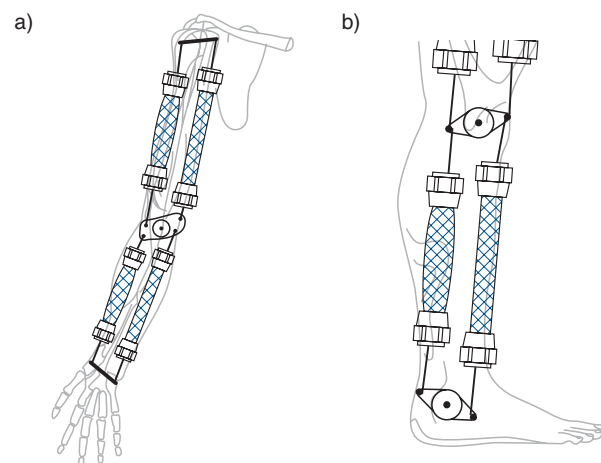
- Sztuczne mięśnie płynowe wypełniane cieczą – sztuczne mięśnie hydrauliczne HAM (*Hydraulic Artificial Muscle*) lub gazem – sztuczne mięśnie pneumatyczne PAM (*Pneumatic Artificial Muscle*) wykonuje się z elastycznej przepony w kształcie rurki lub balonu (mieszka) z gumy, lateksu lub silikonu.

Do budowy sztucznych mięśni poszukuje się także nowych adaptacyjnych materiałów o właściwościach elektroaktywnych (elektroaktywne polimery, elektroaktywna ceramika), piezoelektrycznych (piezopolimery), a także: elektro- i magnetoreologicznych oraz elektro- i magnetostrykcyjnych.

Zastosowanie sztucznych mięśni pneumatycznych w protezach i ortezach kończyn

Znanych jest kilka rodzajów mięśni pneumatycznych: Fluidic Muscle MAS, Artificial Muscle McKibben, Plated PAM, RPM, Yarlott Muscle, ROMAC Muscle, Morin Muscle, Kukoiy Muscle, Baldwin Muscle, Paynter Hyperboloid Muscle. Możliwości zastosowania, metody obliczania i charakterystyki statycznych mięśni pneumatycznych McKibben przedstawiono w [3], a mięśni Fluidic Muscle MAS (Festo) w [5]. Zastosowanie niektórych typów sztucznych mięśni pneu-

matycznych w protezach kończyn jest ograniczone dostępnością odpowiednich wymiarów oraz koniecznością dostarczania sprężonego powietrza ze sprężarki lub butli. Dokładne pozycjonowanie węzła kinematycznego z mięśniami pneumatycznymi wymaga stosowania dodatkowych systemów pomiarowych (enkodek) lub wizyjnych. Sztuczny mięsień McKibben powstał w 1950 r., miał pierwotnie zastosowanie w zaopatrzeniu ortopedycznym pacjentów chorych na polio (choroba zakaźna wywołana przez wirus atakujący komórki nerwowe), a od 1980 r. ma komercyjne zastosowanie w protezach, robotach humanoidalnych i antropomorficznych. Firma Bridgestone Rubber Company (Japonia) opatentowała ten mięsień pod nazwą „Rubbertuator”. Wiele przykładów wykorzystania mięśnia McKibben, jako elementu wykonawczego w protezach, robotach dwunożnych (*Bipedrobots*) i sztucznych dłoniach (*Artificial Hand*) przedstawia firma Shadow Robot Group (Anglia). Efektywne wykorzystanie mięśni pneumatycznych w węzłach kinematycznych jest możliwe tylko przez zastosowanie dwóch mięśni działających przeciwstawnie, mięśnia agonistycznego (współdziałającego) i mięśnia antagonistycznego (odciągającego). Taki układ mięśniowy jest porównywalny do pracy mięśni biologicznych. W protezach kończyn górnych i dolnych spotyka się system BMDS (*Bi-Muscular Driving System*), tworzący napęd złożony z dwóch przeciwstawnie działających mięśni, który przedstawiono na rys. 2. Częstotliwość pracy takie-

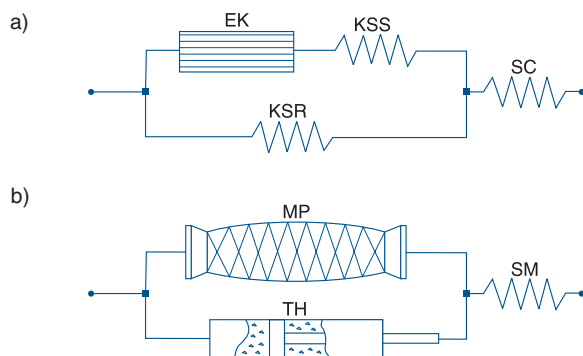


Rys. 2. Schematy ręki (a) i nogi (b) ze stawami poruszonymi przeciwstawnie, działającymi mięśniami pneumatycznymi

go systemu napędowego może wynosić do 5 Hz, przy dokładności regulacji położenia 1 %. Kąt obrotu węzła kinematycznego zależy od stosunku ciśnień panujących w obu mięśniach. Ze względu na ograniczone skrócenie mięśnia uzyskuje się obrót $\pm 30^\circ$ z dokładnością $\pm 0,1^\circ$.

Skurcze mięśni określa się w stanach: izometrycznym, izotonicznym i auktotonicznym. Budowę mięśnia naturalnego przedstawia się za pomocą modelu mięśniowo-ścięgnowego nazywanego modelem Hilla, w którym jeden z przyczepów jest ustalony (*punctum fixum*), a drugi ruchomy (*punctum mobile*).

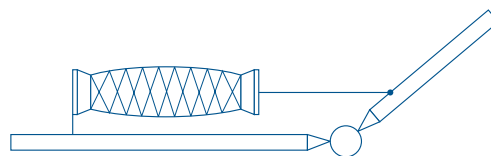
Model mięśniowo-ścięgnowy Hilla porównano ze sztucznym modelem mięśniowo-ścięgnowym z muskulem pneumatycznym McKibben (rys. 3). W modelu Hilla występuje element kurczliwy, komponent sprężysty równoległy, komponent sprężysty szeregowy oraz ścięgno (rys. 3a). Element kurczliwy jest zbudowany z włókna mięśniowego zawierającego włókienka mięśniowe, z których każde podzielone jest przez krążki Z na sarkometry.



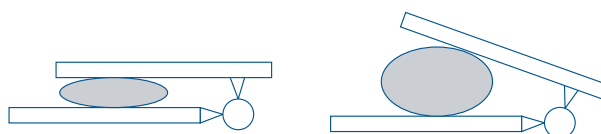
Rys. 3. Schemat układu mięsień – ścięgno: a) model analogowy Hilla: EK – element kurczliwy, KSR – komponent sprężysty równoległy, KSS – komponent sprężysty szeregowy, SC – ścięgno, b) model sztuczny (AI Lab. MIT USA): MP – mięsień pneumatyczny, TH – tłumik hydrauliczny, SM – ścięgno mechaniczne

Komponenty sprężyste równoległe utworzone m.in. przez błonę włókna mięśniowego (sarkolemę) i tkankę łączną (powięź) zapobiegają rozchodzeniu się włókna przy rozciąganiu biernym. Taki model mięśniowo-ścięgnowy może naśladować pracę grupy mięśniowej: mięśnia trójgłowego łydki (*triceps surae*), ścięgno Achillesa oraz mięśnia brzuchatego łydki (*gastrocnemius*), które odgrywają znaczącą rolę podczas chodzenia [11]. W sztucznym modelu mięśniowo-ścięgnowym opracowanym w Laboratorium Sztucznej Inteligencji MIT (USA) zastosowano element wykonawczy – mięsień pneumatyczny McKibben, tłumik hydrauliczny i ścięgno mechaniczne (rys. 3b). Modele kości długich, do których przyłączone są mięśnie, stanowią dźwignie jednostronne lub dwustronne, które mogą być rozciągane lub ściągane mięśniami. Każda dźwignia ma punkt podparcia, dookoła którego obraca się oraz punkt przyłożenia siły działającego mięśnia. Schemat kinematyczny sztucznego stawu ściągającego pojedynczym mięśnieniem pneumatycznym typu rurkowego przedstawiono na rys. 4, schemat kinematyczny sztucznego stawu rozciągającego mięśnieniem pneumatycznym mieszkowym przedstawiono na rys. 5, natomiast schemat kinematyczny sztucznego stawu ściągającego mięśnieniem pneumatycznym mieszkowym przedstawiono na rys. 6.

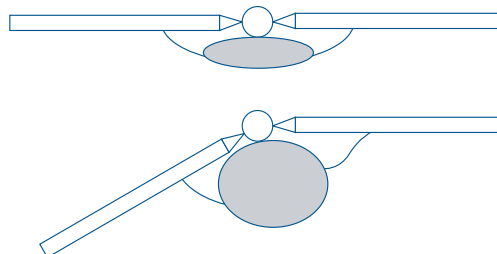
Widok protezy nogi, ze sztucznym układem mięśniowo-ścięgnowym z mięśniami pneumatycznymi McKibbena, wykonanej w Centrum Medyczno-Rehabilitacyjnym w Seattle (USA), przedstawiono na rys. 7 [7]. Mięśnie McKibbena zostały zintegrowane z systemem pomiarowym i sterującym. Taki system napędowo-sterujący umożliwił poprawę symetrii chodu i zredukowanie energii potrzebnej do ruchu protezy. Protezę



Rys. 4. Schemat kinematyczny stawu z pojedynczym mięśnieniem pneumatycznym



Rys. 5. Schemat kinematyczny sztucznego stawu rozciągającego za pomocą mięśnia pneumatycznego

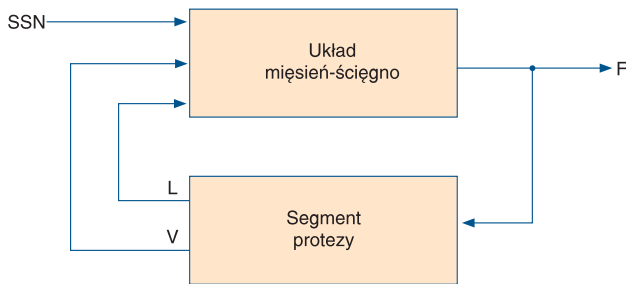


Rys. 6. Schemat kinematyczny sztucznego stawu ściągającego za pomocą mięśnia pneumatycznego



Rys. 7. Widok protezy kończyny dolnej ze sztucznymi mięśniami pneumatycznymi McKibben [7]

testowano za pomocą przyrządu Bionix (MTS Systems Corp. Minnesota, U. S.). Mierzono siłę przy różnej prędkości i różnej aktywności ruchowej pacjenta. Przy izometrycznym napięciu mięśnia maksymalna siła wynosiła 1600 N. Podczas fazy wydłużania siła zwiększała się do 2000 N przy maksymalnej prędkości 300 mm/s. Podczas fazy skracania siła zmniejszała się wraz ze wzrostem prędkości skurczu, jej wartość była zerowa przy maksymalnej prędkości skurczu. Otrzymane charakterystyki mięśnia sztucznego w układzie trójwymiarowym: siła mięśnia – długość mięśnia – prędkość skurczu była podobna do charakterystyki mięśnia trójgłowego łydki (*triceps surae*) i ścięgna Achillesa. Przeprowadzone badania potwierdziły, że sztuczny model mięśniowo-ścięgnowy z mięśniami McKibbena jako elementem wykonawczym, dobrze imituje funkcję mięśnia trójgłowego łydki i ścięgna Achillesa. Aktualnie prowadzone badania zmierzają do wykonania systemu sterowania protezy napędzanej sztucznym układem mięśniowo-ścięgnowym, przy wykorzystaniu sztucznych sieci neuronowych SSN. Schemat sterowania takiego układu przedstawiono na rys. 8.



Rys. 8. Schemat systemu sterowania segmentu protezy z układem mięśniowo-ścięgnym: SSN – sztuczne sieci neuronowe, F – siła, L – długość, v – prędkość



Rys. 9. Widok ortozy kończyny dolnej ze sztucznymi mięśniami pneumatycznymi McKibben [15]

Widok ortozy nogi ze sztucznymi mięśniami pneumatycznymi McKibben, wykonanej w Centrum Protezyki na Uniwersytecie w Michigan (USA), przedstawia rys. 9 [15]. Orteza jest uruchamiana dwoma sztucznymi mięśniami pneumatycznymi przymocowywanymi do kostki i stopy ortozy. Jeden mięsień zginacz grzbietowy (*dorsiflexor*) skraca się, a drugi mięsień zginacz stopy (*plantaflexor*) się rozciąga. Orteza jest wyposażona w sensor i przetwornik siły, który służy do pomiaru napięcia skurczu mięśnia i sterowania cyklem pracy sztucznych mięśni pneumatycznych. Przeprowadzone testy potwierdziły, że mechaniczne właściwości ortozy są bardzo podobne do działania ludzkiego mięśnia. Po uruchomieniu zaworu sterującego sztucznymi mięśniami pneumatycznymi stan szczytowego napięcia – skurczu mięśnia osiągnęto w czasie 69 ms, po tym nastąpił stan odprężenia – rozkurcz mięśnia w czasie 69 ms. Dla porównania trójgłowy mięsień łydki (*triceps surae*) ma odpowiednio cykl pracy 101 ms i 94 ms, natomiast mięsień piszczelowy ma cykl pracy 99 ms i 87 ms.

Podsumowanie

W artykule przedstawiono kierunki rozwoju zaopatrzenia ortopedycznego z płynowymi elementami wykonawczymi oraz sztucznymi mięśniami pneumatycznymi. Analizowano rozwiązania konstrukcyjne i zasadę działania różnych protez kończyn, ortez i egzoskeletonów z elementami hydraulicznymi i pneumatycznymi. Przedstawiono najnowsze osiągnięcia i kierunki rozwoju sztucznych mięśni, zwłaszcza w zakresie ich technologii wytwarzania i techniki sterowania. W technice ortopedycznej przyszłością są protezy i ortozy ze sztucznymi mięśniami, które zużywają minimalną ilość energii na poziomie metabolizmu człowieka oraz poprawiają stabilność i symetrię ruchu. Do sterowania sztucznych mięśni pneumatycznych wykorzystuje się sztuczne sieci neuronowe, które mogą być związane z naturalnym systemem nerwowym. Zastosowanie systemów kinematycznych ze sztucznymi mięśniami pneu-

matycznymi umożliwia rozwój nie tylko protez kończyn dolnych i górnych, ale także egzoskeletonów, ramion i rąk antropomorficznych oraz różnych aparatów ortopedycznych i urządzeń rehabilitacyjnych. Z protezami kończyn dolnych nowej generacji pacjent może prowadzić aktywne życie zawodowe, a także uprawiać rekreacyjnie różne dyscypliny sportowe.

Bibliografia

1. Dindorf R.: Zastosowanie elementów płynowych w protezach kończyn. V Seminarium Naukowe Mechanika w Medycynie. Rzeszów 8–9 września 2000.
2. Dindorf R., Wołkow J.: Systemy płynowe w inżynierii medycznej. Ossolineum, Wrocław 1999.
3. Dindorf R.: Model i charakterystyki mięśni pneumatycznych. Pomiary Automatyka Robotyka, nr 2, 2004, s. 24–25.
4. Dindorf R., Wołkow J.: Sztuczne mięśnie jako nowe bioelementy. III Krakowskie Warsztaty Inżynierii Medycznej. Kraków, 13–14 maja 2004.
5. Dindorf R.: Wyznaczanie charakterystyk statycznych mięśni pneumatycznego typu MAS. XIV Krajowa Konferencja PNEUMA 2004. Bydgoszcz, 14–17 czerwca 2004.
6. Kiwerski J., Mill W.: Zagadnienia ortotyki i protetyki w dysfunkcjach ruchowych kończyn dolnych. Nowa Medycyna – Ortopedia III nr 5, 1999.
7. Klute, G. K., Czerniecki, J. M., Hannaford, B.: Powering Lower Limb Prosthetics with Muscle-like Actuators. The 1st National Meeting of the Veterans Affairs Rehabilitation Research and Development Service, Washington, D. C., October 1–3, 1998.
8. Morecki A., Knapczyk J.: Podstawy robotyki. Teoria i elementy manipulatorów i robotów. Praca zbiorowa. PWN Warszawa 1998.
9. Paśniaczak R.: Wybrane urządzenia wspomagające i fizykoterapeutyczne w rehabilitacji porażenia ośrodkowego układu nerwowego. Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa 1998.
10. Pawlicki G.: Podstawy inżynierii medycznej. Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa 1997.
11. Rice CL, Cunningham DA, Taylor AW, Paterson DH: Comparison of the histochemical and contractile properties of human triceps surae. Journal of Appl Physiology, No. 58, 2000.
12. Shiraishi M. Watanabe H.: Pneumatic assist device for gait restoration. Sankyo Seiki Mfg. CO. Ltd. Nagano, Japan, 2000.
13. Woźniak J.: Proteza kończyny dolnej na bazie elementów hydrauliki siłowej. Praca dyplomowa. Politechnika Krakowska, Kraków 2000.
14. Zick J.: Die Verwendungen von hydraulische Elementen in Prothesen. Ölhydraulik und Pneumatik Nr 8, 1964.
15. Ferris D.: A Robotic Exoskeleton for Gait Rehabilitation. Dept. of Movement Science and Dept. of Biomedical Engineering. The University of Michigan Orthotics and Prosthetics Center. Michigan 2002. ■