

Syntetický sval

Lenka Kutějová

Bakalářská práce
2008



Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně
Fakulta technologická

Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně
Fakulta technologická
Ústav inženýrství polymerů
akademický rok: 2007/2008

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: Lenka KUTĚJOVÁ
Studijní program: B 2808 Chemie a technologie materiálů
Studijní obor: Chemie a technologie materiálů
Téma práce: Syntetický sval

Zásady pro vypracování:

Vypracujte literární rešerši na téma Syntetický sval. V práci věnujte pozornost historii syntetických polymerů schopných transformovat energii na energii mechanickou, dále pak současným trendům v této oblasti a vyhlídkám do budoucnosti.

Rozsah práce:

Rozsah příloh:

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

1. MARK,S.,M.,ALGER; Polymer science dictionary. New York, 1989.
2. OSSWALDM, T.,A.,MENGE, G.; Material science of polymers for engineers.Hanser, 622, Munich, 2003.
3. ADDINK,E.,J.,BIENEMA.;Polymer, 2,185,1961.

Vedoucí bakalářské práce:

Ing. Roman Čermák, Ph.D.
Ústav inženýrství polymerů

Datum zadání bakalářské práce:

11. února 2008

Termín odevzdání bakalářské práce:

30. května 2008

Ve Zlíně dne 11. února 2008

doc. Ing. Petr Hlaváček, CSc.
děkan



Ing. Roman Čermák, Ph.D.
ředitel ústavu

ABSTRAKT

Tato práce se je zaměřená na popis relativně nového druhu akčního členu umělého svalu. Je v ní vysvětlen princip činnosti pneumatických a polymerních svalů. Dále podává přehled aplikací, které využívají ke své činnosti umělé svaly. Umělý sval je pohon budoucnosti, který dokáže nahradit klasické pohony. Tato bakalářská práce se zabývá minulým i současným výzkumem a vyhlídkám do budoucnosti.

Klíčová slova: pneumatický umělý sval, polymerní umělý sval, exoskeleton, aktivní ortéza

ABSTRACT

This Bachelor thesis is intended as an introduction and an overview of artificial muscles. These are The principles and applications of both pneumatic and polymeric muscles are described and explained. Artificial muscles are actuators, which have future and ambition to replace classical actuators. The purpose of Bachelor thesis is to codify the present stage of research work and to outline viewpoint in future.

Keywords: pneumatic artificial muscle, polymeric artificial muscles, exoskeleton, active orthesa

Ráda bych na tomto místě vyjádřila poděkování svému vedoucímu bakalářské práce Ing. Romanu Čermákovi, Ph.D. za jeho cenné rady, pomoc, trpělivost a ochotu při vypracovávání mé práce.

Vědění to je, proč moudrý se upírá na jedno a stává se příkladem světu: Nevystavuje se na obdiv, a proto září; nepokládá se za dokonalého a proto je slaven; neprosazuje se, a proto dochází uznání; nevyvyšuje se a proto vyniká.

LAOC'

Prohlašuji, že jsem na bakalářské práci pracovala samostatně a použitou literaturu jsem citovala. V případě publikace výsledků, je-li to uvedeno na základě licenční smlouvy, budu uvedena jako spoluautorka.

Ve Zlíně 5. 6. 2008

.....

Lenka Kutějová

OBSAH

OBSAH	6
ÚVOD	8
1 LIDSKÝ SVAL	9
1.1 LIDSKÝ SVAL – CHARAKTERISTIKA	9
1.2 SVALOVÉ KONTRAKCE	10
1.3 VZNIK A ŠÍŘENÍ NERVOVÉHO VZRUCHU	11
2 PŘEHLED JEDNOTLIVÝCH TYPŮ UMĚLÝCH SVALŮ	14
2.1 PNEUMATICKÉ UMĚLÉ SVALY	14
2.2 HISTORIE PNEUMATICKÉHO SVALU	14
2.3 PNEUMATICKÉ UMĚLÉ SVALY	14
2.3.1 OPLÉTANÉ SVALY.....	15
2.3.2 MCKIBBENŮV UMĚLÝ SVAL	16
2.3.3 SVAL S OBALENÝM MĚCHÝŘEM.....	21
2.3.4 PAM SE ZÁHYBY.....	21
2.3.5 SÍŤOVANÉ SVALY	22
2.3.6 YARLOTŮV SVAL.....	22
2.3.7 ROMAC	23
2.3.8 KUKOLJŮV SVAL	24
2.3.9 ZAPUŠTĚNÉ SVALY	25
2.3.10 MORINŮV SVAL	25
2.3.11 BALDWINŮV SVAL.....	26
2.3.12 PODTLAKOVÝ UMĚLÝ SVAL.....	26
UNDER PRESSURE ARTIFICIAL MUSCLE (PODTLAKOVÝ UMĚLÝ SVAL).	26
2.3.13 PAYNTERŮV OPLÉTANÝ SVAL.....	27
2.3.14 PAYNTERŮV HYPERBOLOIDNÍ SVAL.....	27
2.4 POLYMERNÍ UMĚLÉ SVALY	29

2.4.1	VODIVÉ POLYMERY	30
2.4.2	VODIVÝ POLYMER UMĚLÉHO SVALU	34
2.4.3	PRINCIPY OPERAČNÍHO ZAŘÍZENÍ	34
2.4.4	MECHANISMUS VODIVOSTI.....	35
2.4.5	VEDENÍ PROUDU VE VODIVÝCH POLYMERECH.....	37
2.4.6	POLYMERNÍ GELY	38
2.4.7	UHLÍKOVÁ NANOVLÁKNA	39
2.4.8	DIELEKTRICKÉ ELASTOMERY (ELEKTROSTRIKTNÍ POLYMERY).....	40
2.4.9	VODIVÉ KOMPOZITNÍ POLYMERY	40
2.5	APLIKACE UMĚLÉHO SVALU	41
2.5.1	SPOTŘEBNÍ ELEKTRONIKA	41
2.5.2	PRŮMYSL	42
2.5.3	AUTOMOBILOVÝ PRŮMYSL.....	42
2.5.4	ENERGIE.....	43
2.5.5	LÉKAŘSKÁ APLIKACE	43
3	LÉKAŘSKÉ APLIKACE UMĚLÉHO SVALU	45
3.1	BIOMECHANIKA CHŮZE.....	45
3.2	EXOSKELETON	49
3.2.1	HISTORIE EXOSKELETONU	49
3.2.2	DRUHY EXOSKELETONU	50
3.3	AKTIVNÍ ORTÉZY	53
3.3.1	AKTIVNÍ ORTÉZY V MINULOSTI	54
3.3.2	AKTIVNÍ ORTÉZY - DNES.....	55
	ZÁVĚR.....	59
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	60
	SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK	64
	SEZNAM OBRÁZKŮ	65

ÚVOD

Pojem umělý sval byl v dřívějších dobách pouze součástí knih s tematikou science-fiction, ale nyní, se již stal realitou. Stal se pohonem, stal se pomocníkem a stal se fenoménem. Mnoho výzkumných pracovišť a vědeckých týmů se podílelo na jeho vývoji, výrobě a zdokonalování. Předurčili si vyrobit vysoce výkonný pohon, který by měl poměr výkonu ke hmotnosti srovnatelný s lidským svaem. Jejich největší inspirací se stal sval lidský, který je lehký, dokáže měnit vlastní délku až o 20% a má velmi rychlé reakce na podněty. S velmi vysokou efektivitou dokáže sval lidský přeměnit chemickou energii na mechanickou. Umělé svaly mohou být co do tvaru, velikosti a provedení naprosto různé podle aplikace. Umělý sval je založený na kombinaci pružného materiálů a elektronických prvků. I když je to relativně nový pohon našel uplatnění v širokých oblastech, ať už v průmyslu tak i v lékařství, díky svým výjimečným schopnostem. Mezi jeho výhody patří malá hmotnost a malý rozměr s možností vyvozování podstatně větších sil než u běžných typů pohonů. Tyto schopnosti mu otevřely cestu, neboť díky ním může nahradit tradiční pohony, které v některých aplikacích nedostačují. Téma umělý sval je velmi obsáhlé, neboť jeho výzkum již trvá kolem 40 let a po malých krůčcích jde neustále dál a dál. Stále se objevují nové materiály, které svými vlastnostmi vyhovují více než ty předešlé.

Prvním druhem umělých svalů byly mechanické, nebo-li pneumatické umělé svaly. Dalo by se říci ideální pohon. Ale není tomu tak, neboť jako pohon potřebuje zdroj plynu, tedy láhev a to již značně zužuje možnost použití. Další nevýhodou je tření, které vzniká uvnitř pneumatického svalu, díky němuž se nedá sval precizně řídit. Tyto umělé svaly nebudou nikdy plně adaptovány do těla díky potřebě vnějšího zdroje energie a nedokáží pracovat se zdroji a mechanismy přeměněny energie, jako naše tělo. Dalším typem umělých svalů jsou polymerní umělé svaly existuje řada materiálů na jejich výrobu. Pro výrobu umělého svalu se zdají být svými vlastnostmi nejvýhodnější elektroaktivní polymery, které se úspěšně dokáží přiblížit vlastnostem lidského svalu.

V mé bakalářské práci jsem se zaměřila na přehled ať už pneumatických, tak i polymerních umělých svalů, na jejich historii, principy, materiály a aplikace. Jelikož jsem studentem oboru se zaměřením na polymery, polymerním umělým svalům jsem se věnovala hlouběji.

Aplikace umělých svalů, které mě nejvíce zaujaly jsou biomedicíncké, a proto jsem se v mé práci také zmínila o exoskeletonu a aktivní ortéze.

1 LIDSKÝ SVAL

1.1 Lidský sval – charakteristika

Kosterní svalovina tvoří 36 % - 40 % celkové tělesné hmotnosti a tvoří aktivní pohybový aparát. Celková účinnost svalových vláken je 20 – 25 %. Nejvíce jeho aktivní hmoty připadá na příčně pruhovanou svalovinu, která je řízena mozgovými a míšními nervy. Svalová vlákna obsahují větší počet jader a různé množství mitochondrií podle toho, jaký druh činností sval vykonává. Vlastními stažlivými (kontraktilními) strukturami jsou ve svalovém vlákne *myofibrily*, proto nejvýraznějším znakem je jejich příčné pruhování.

Kosterní sval je složen ze svalové tkáně, vaziva, nervové tkáně a cév. Mezi jednotlivými svalovými buňkami jsou velmi těsné spoje. Svalové buňky mají válcovitý tvar, nazýváme je svalová vlákna, obsahují větší počet jader a různé množství mitochondrií podle toho, jaký druh činností sval vykonává. Větší počet svalových vláken tvoří sval. Pohyb je ovlivněn vůlí – *intervance*.

Svalová soustava je součástí pohybového aparátu spolu s kosterní soustavou tvoří funkční celek umožňující veškerý pohyb těla a udržení vzpřímené polohy.

Kosterní sval se skládá ze *svalových vláken* spojených do *snopečků*, snopečky se spojují do snopců a více *snopců* tvoří sval.

Na povrchu svalu je *svalová povázka (fascia)*, je to vazivový obal, jehož konce přechází na obou stranách ve 2 *šlachy (tenton)*, které jsou upevněny ke kostem.

počátek = Odstupná šlacha

úpon = Úponová šlacha

Stavba svalových vláček :

1. stahovací (kontraktilní)
2. povolovací (relaxační)
3. stavební (strukturální)

Základní kontraktilní jednotkou svalového vlákna je *MYOFIBRILA*, která je příčinou příčného pruhování svalstva, myofibrily mají 2 složky *myofilamenty* :

MYOSIN – dvojlomné bílkovinné vlákno - filamenta silná

AKTIN – jednolomné bílkovinné vlákno – filamenta slabá

Když sval nepracuje, tak se aktin a myosin nemohou na sebe navázat, protože vazebná místa překrývá povolovací bílkovina, ta zajišťuje, aby nedošlo k posunu.

1.2 Svalové kontrakce

Svalová kontrakce je umožněna přítomností dvou molekul vláknitých bílkovin AKTINU a MYOSINU, z kterých jsou složeny myofibrily – vlákna v cytoplazmě svalových vláken. Při kontrakci dochází k vzájemnému posunu vláken vůči sobě, vlákna se proti sobě posouvají, myosinové „prsty“ zapadají do vazebných míst aktinu a vytvářejí tak příčné můstky → vznikající struktura je silnější a hustší. Mezi vlákna myosinu jsou částečně zasunuta vlákna aktinu. Při svalové kontrakci se aktinová vlákna dále posouvají mezi vlákna myosinu, myofibrily svalového vlákna se zkracují a dojde ke kontrakci. Prodloužením myofibril dojde opět k uvolnění svalu. Aktin a myosin je uspořádán v úsecích, kterým říkáme *sarkomera*, která je základní jednotkou stahu. Každou sarkomeru ohraničují tzv. *Z-disky (Z-linie)*

Svalovou kontrakci vyvolává nervový vzruch, který přivádí *motorické nervové vlákno*. Motorické nervové vlákno inervuje více svalových vláken a tvoří speciální typ *synapse*. Nervový vzruch dospěje na konec nervového vlákna a způsobí vylití *mediátoru* do štěrbin nervosvalové ploténky, na svalovém vlákně vzniká *akční potenciál*. Z jeho endoplazmatického retikula se uvolní ionty Ca^{2+} , které vyvolají reakci mezi aktinem a myosinem. Nastává svalový stah (štěpí se ATP, které je zdrojem energie pro svalový stah). Ionty Ca^{2+} se vrací zpět do endoplazmatického retikula, vazba aktinu a myosinu se uvolní a dojde k uvolnění svalu.

Podstatou svalové činnosti je přímá přeměna chemické energie ATP (adenosintrifosfát) na energii mechanickou, což je proces, na kterém se stejnou měrou podílejí enzymy a strukturální elementy.

Z hlediska chemického složení obsahuje lidský sval 75 % vody, 24 % organických látek a 1 % látek anorganických. Z organických látek jsou nejdůležitější kontraktilní bílkoviny myozin a aktin, červené barvivo myoglobin, které zajišťuje dýchání buněk, prostřednictvím vázání O_2 , enzymy a rezervní látky, glykogen a makroergní fosfáty, které slouží jako energetický zdroj pro svalovou kontrakci. Z anorganických jsou důležité ionty draslíku, vápníku regulující vlastní svalový stah a následný proces relaxace.

Podstata svalového stahu

- 1) příchod vzruchu na nervosvalovou ploténku

- 2) vzruch podráždí membránu svalu vláken – vyvolá uvolňování VÁPENATÝCH IONTŮ z BUNĚČNÝCH ZÁSOBÁREN k blízkosti MYOFIBRILU – vápenaté ionty zajistí podmínky že se spojí aktin a myozin dohromady → aktinová vlákna se zasunují hlouběji mezi vlákna myozinu → tím dochází ke *zkrácení* svalu
- ATP vytváří můstek mezi aktinem a myozinem, ale je také potřebný při svalové relaxaci – potřeba ATP – ochabnutí a rozpojení aktinu a myozinu

Ochabnutí svalového stahu / relaxace : Sval potřebuje kyslík a dostatek živin jinak se brzy unaví

Kyslíkový dluh nastává při nedostatku kyslíku sval sice stále pracuje, ale vytváří se kyselina mléčná, sval díky ní zatvrdne a člověk dostane křeč. Pro stah musí přijít nervový impuls – přístupy iontů – vznikne vazba mezi můstky a dojde ke kontrakci – zároveň je při tom uvolněn enzym – tím dochází ke štěpení organických látek – a rozštěpením dojde k uvolnění energie potřebné pro pohyb

Návrat do původního stavu se nazývá svalová relaxace, kdy začne působit enzym, který zruší vazbu můstků a ionty přestoupí do původního stavu

Svalová síla je to maximální hmotnost, kterou činný sval (kontrahovaný) udrží proti gravitaci, měří se v kg/cm³. Je daná maximální hmotností zatížení. Měří se dynamometry. Roste postupně do 25 let, pokles nastává po 30 roku. Rozdíl mezi mužem a ženou je velký.

1.3 Vznik a šíření nervového vzruchu

Funkce neuronu je tvorba, přenos a vedení elektrických signálů – vzruchů.

Vznik vzruchu, v klidu dochází na membráně neuronu k nerovnoměrnému rozložení náboje, membrána propouští ven více kationtů K^+ než dovnitř kationtů Na^+ , uvnitř je náboj záporný (díky úbytku K^+ převažují anionty Cl^-) a vně je náboj kladný (převažují kationty Na^+), membrána je polarizována, mezi povrchem a vnitřkem nervové buňky vzniká elektrické napětí, tzv. klidový potenciál. Dojde-li k podráždění neuronu, mění se propustnost membrány, ionty Na^+ pronikají do neuronu, membrána je depolarizována, klidový potenciál se mění na potenciál akční, který se jako vzruch šíří dál neuronem. Po proběhnutí vzruchu neuronem se opět zvyšuje propustnost membrány pro K^+ , ty unikají z buňky a rozložení náboje je obnoveno, membrána je repolarizována. Šíření vzruchu – vzruch je u jedné buňky do druhé šířen pomocí SYNAPSÍ – míst kontaktů nervových buněk tvoří je zakončení axonu jednoho neuronu obsahující váčky s mediátorem (chemickým přenašečem), synaptická štěrbin a postsynaptická membrána, dojde-li vzruch

do zakončení axonu, mediátor se vyleje do synaptické štěrbině, podráždí postsynaptickou membránu, čímž dojde k její depolarizaci a vzruch se šíří dál.

ACETYLCHOLIN je mediátor, který zajišťuje převod vzruchu z nervu na sval.

Definice svalové práce: síla x dráha (síla působí na dráhu), měří se v joulech, ergometry. Práce je statická – není stah střídán relaxací a dynamická (stah, povolení...).

CÉVNÍ ZÁSOBNÍ SVALU

A) ANAEROBNÍ svalová aktivita (začátek svalové práce) – práce na kyslíkový dluh

Pracující sval vyžaduje krev. Do každého svalu vede 1 tepna, která se rozvětňuje a doprovází je 2 žíly, které odvádí krev pryč. Tepny se rozvětňují – tepénky – vlásečnice ty se pospojují v žilky. A žilka se sbíhá v žily až po tu největší odtokovou ve svalu

KYSLÍKOVÝ DLUH

Když začíná svalová aktivita, tak v počátku svalové aktivitě přítok krve do svalu nestačí, sval je ale i přesto činný a potřebuje výživu. Bere si tedy:

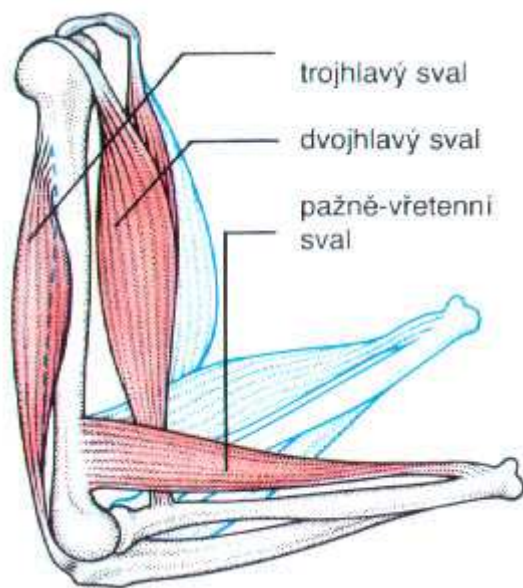
- 1) ATP – ten stačí jen na několik sekund, tak pak využije
- 2) KREATINFOSFÁT
- 3) začne uvolňovat GLUKÓZU ANAEROBNĚ (bez nároku na kyslík) – GL bez H₂O 2 ATP
- 4) začíná oxidovat, tedy spalovat GLUKÓZU nebo mastné kyseliny
- 5) bere si svalové barvivo MYOGLOBÍN
- 6) zvyšuje se u tepenné krve využití TEPENNÉHO KYSLÍKU až na 75% z klidových na 25%

B) AEROBNÍ SVALOVÁ AKTIVITA

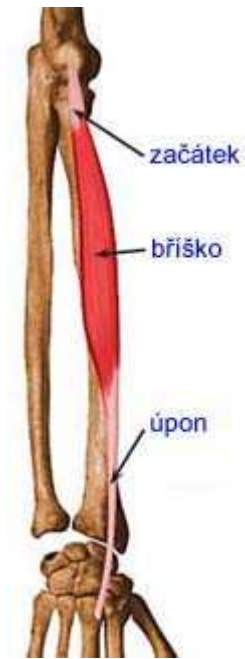
- 7) dochází pomalu k bodu = VYROVNANÝ STAV svalu = přívod kyslíku krví odpovídá potřebě
- 8) klesání kyslíku pozvolna, doplnění zásob co bral sval před tím, než dostal dostatek kyslíku

C) KONEC SVALOVÉ PRÁCE

Úhrada kyslíkového dluhu. Kyslík se zas musí na myoglobin navázat. Doplní se zásoba v žilní krvi na původní a pracují potní žlázy, vydává se teplo kůží. Potřeba kyslíku klesá pozvolna. Čím vyšší zátěž, tím vyšší je kyslíkový dluh a tím delší je doba trvání úhrady[1].



1.



2.

Obr. 1: Funkce svalů v ruce: ve stavu uvolnění svalů proužky přesahují přes sebe jenom mírně, ve staženém svalů přesahují přes sebe a zkracují tak délku svalů[2]. Obr. 2: Popis kosterního svalů[3].

2 PŘEHLED JEDNOTLIVÝCH TYPŮ UMĚLÝCH SVALŮ

2.1 Pneumatické umělé svaly

2.2 Historie pneumatického svalu

Vznik prvního pneumatického svalu je datován už do roku 1930. Fyzik S. Garasiev sval sestrojil jako pohon pro bioprotézy. Byl založen na principu transformace tlakové síly plynu rozpínající elastickou hadicí na kontrakci svalu stejně jako dnes používané pneumatické svaly. Převod pneumatické energie na mechanickou zajišťovala pevná vlákna umístěná rovnoběžně s podélnou osou svalu a spojující oba konce svalu. Elastická trubice byla navíc po určitých úsecích zaškrčená prstenci.

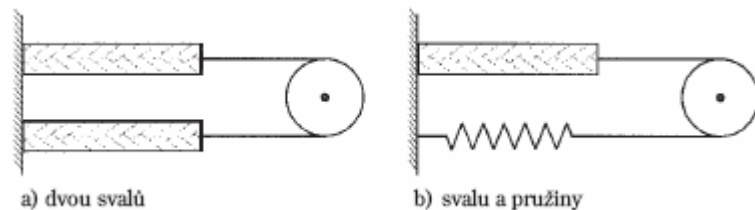
V 50. letech Joseph L. McKibben vyvinul nový pneumatický sval, který byl v 50. a 60. letech využíván opět při výzkumu náhrady končetin a pomocných ortéz pro končetiny s omezenou hybností.

2.3 Pneumatické umělé svaly

Charakteristiky pneumatických umělých svalů:

1. Pneumatické svaly se vyznačují mimořádně vysokým poměrem síly a výkonu ku hmotnosti a objemu.
2. Mohou být vyrobeny prakticky v libovolné délce a průměru.
3. Vlastnosti, tvar a chování jsou srovnatelné s lidskými svaly, což umožňuje jejich snadné vzájemné propojení (protézy, rehabilitace apod.).
4. Dosažitelné maximální zkrácení se pohybuje na hranici 30 % jmenovité délky svalu, což je opět srovnatelné s živočišnými svaly.
5. Dosud vyvinuté regulátory jsou schopny regulace polohy s přesností lepší než 1 % z rozsahu pohybu a umožňují dosáhnout mezní frekvence více než 10 Hz.
6. Tažná síla na jednotku plochy průřezu tvoří a. 300 N/cm² v porovnání s 40 N/cm² pro živočišný sval.
7. Přesný a plynulý chod svalu mezi krajními polohami.

8. Nízká hystereze a tření.



Obr. 3: Antagonistické uspořádání s kladkou

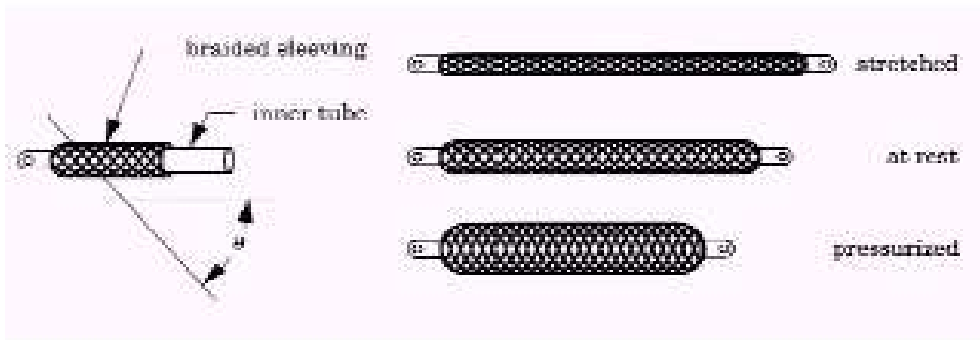
9. Nízká cena, vysoká spolehlivost, minimální údržba.

10. Vysoká bezpečnost - možnost použití ve výbušném a vlhkém prostředí.

Protože pneumatické svaly mohou vyvíjet aktivní sílu pouze při jednom směru pohybu - kontrakci - musejí být vždy uspořádány tzv. antagonisticky, a to buď jako dvojice proti sobě působících svalů (obr. 3a), nebo jako jeden sval spřažený s pružinou (obr. 3b). Přímocharý pohyb svalu lze jednoduše převést na rotační pohyb pomocí soustavy táhel a kladek (obr. 3), podobně jako tomu je u živočišných svalů.

2.3.1 Oplétané svaly

Tento typ svalu je odvozen z patentovaného návrhu A. H. Morina (*elastic diaphragm*, US patent No. 4 751 869, 1988), který poprvé vložil vlákna do kaučukové trubice. Oplétané svaly jsou složeny z plynotěsné trubice (nebo měchýře) obklopené lemovaným obalem. Na obr. 4 je speciální druh jedné z nich. Lemující vlákna jsou uložena spirálovitě okolo podélné osy svalu (s předem daným úhlem oplétání). Při tlakování tlačí trubice postranně proti obalu, takže je vnitřní tlak z důvodu zakřivení vláken na trubici vyvážen napětím v lemuujících vláknech.



Obr. 4: Oplétaný sval

Napětí ve vláknech se přenáší na konec opletení které je připojeno kováním k zátěži a toto napětí zapříčiní rovnováhu s vnější zátěží. Protože tlakový kontakt mezi trubicí a obalem je naprosto nezbytný pro zprostředkování zátěže do ní, nemohou lemované svaly pracovat s podtlakem; došlo by jen ke smrštění trubice bez přenosu potřebné síly do koncového kování.

Celkové chování těchto svalů závisí na tvaru, zkracování a napětí při nafukování které závisí na geometrii vnitřní pružné části, na opletení u kování (je myšlen nenatlakovaný a nezátížený stav) a na použitých materiálech. Obvyklým tvarem lemovaných svalů je válec a obal s konstantním úhlem lemování. Význačné jsou dva typy opletených svalů: jeden má oba konce vnitřní trubice připojené kováním u obou konců a druhý má připojené jen lemování a trubice je volná. První typ se všeobecně označuje jako McKibbenův umělý sval, druhý typ se pro zřetelnost označuje jako sval s obaleným měchýřem[4].

2.3.2 McKibbenův umělý sval

V dnešní době nejpoužívanější model pneumatického svalů. Na konci 50 let jej sestrojil J.L. McKibben, ale protože nebyl k dispozici kvalitní materiál, tento model nenalezl praktické uplatnění.

2.3.2.1 *Princip pneumatického svalu*

První aplikace tohoto pneumatického pohonu, který byl inspirován živočišným svaem - McKibbenova umělého svalu – byla v umělé končetině (protéze) sestrojené v 60-tých letech. Pro složitost zařízení a kvůli potřebě zdroje stlačeného vzduchu bylo od jejich používání upuštěno. Až vývoj řídicích technik a snadná dostupnost dostatečného výpočetního výkonu znovu ovlivnily vývoj pneumatických svalů a využití jejich výhodných vlastností tam, kde elektrické pohony selhávaly zejména pro jejich nadměrnou hmotnost, tuhost a objem při nízkém výkonu. Bylo vyvinuto několik modifikací McKibbenova umělého svalu, např. Rubbertuator (fy Bridgestone,1988), Braided Pneumatic Muscle Actuator [4] (University of Salford, 1993), Pneumatic Muscle (fy Festo, 1997). Všechny tyto umělé pneumatické svaly se vyznačují vysokým poměrem výkonu ku hmotnosti a dostatečnou stabilitou pružnosti. Stále však přetrvávají potíže s polohovým řízením svalů vzhledem k jejich nelinearitě a problémům spojeným se stlačitelností média.

Pneumatické svaly založené na McKibbenových umělých svalech se zpravidla vyznačují dvouplášťovou válcovou strukturou. Vnitřní vrstva je pružná a nepropustná (nejčastěji tenká gumová hadice), zatímco vnější vrstva je bifilárně spirálovitě splétaná z pevných vláken (např. nylonových). Válec je na obou koncích pomocí spon zatěsněn duralovými koncovkami s jedním či více plnicími/upevňovacími otvory (obr. 5).



Obr. 5: Pneumatický sval s nylonovým opletením

Průmyslová verze pneumatického svalu FESTO má splétanou vrstvu integrovanou (zalitu) přímo v první gumové vrstvě a koncovky jsou na svalech upevněny převlečenou maticí. Tato průmyslová verze se vyznačuje delší životností za cenu zhoršení ostatních parametrů svalu, především maximální kontrakce svalu.

2.3.2.2 *Zjednodušený statický fyzikální model*

Pneumatický sval převádí pneumatickou (případně hydraulickou) energii na mechanickou. Působením tlaku média na vnitřní vrstvu válce dochází ke kontrakci svalu a k vyvození tažné síly.

Vstupní práce plynu W_{in} působícího silou na stěnu svalu lze vypočítat z rovnice:

$$dW_m = \int_{S_i} (P - P_0) dl_i \cdot ds_i = P' dV \quad (1)$$

Kde P je absolutní tlak plynu uvnitř svalu, P_0 absolutní tlak okolního plynu, P' relativní tlak ($P - P_0$), S_i celkový vnitřní povrch svalu, ds_i diferenciál plochy, dl_i posunutí vnitřního povrchu, dV změna objemu.

Výstupní práce svalu W_{out} konaná při zkrácení svalu je:

$$dW_{out} = -F dL \quad (2)$$

Kde F je axiální tažná síla svalu, dL je axiální posunutí.

Z pohledu zákona zachování energie, zanedbáme-li ztráty systému,

je výstupní práce rovna vstupní, tudíž:

$$dW_{out} = dW_m \quad (3)$$

Dosazením z (1) a (2):

$$-F dL = P' dV \quad (4)$$

$$F = -P' \frac{dV}{dL} \quad (5)$$

Pro odhad dV/dL uvažujme aktivní část svalu ve tvaru ideálního válce, kde L je jeho výška, θ je úhel mezi vlákny opletení (druhé vrstvy svalu) a osou válce, D je průměr válce, n počet obtočení

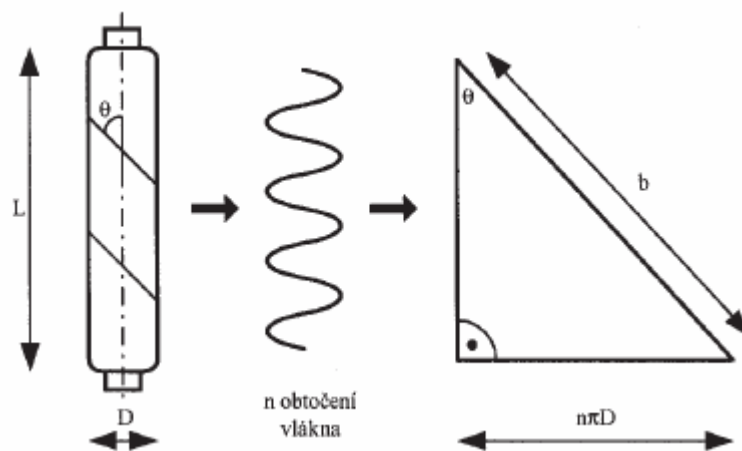
vlákna kolem válce a b délka vlákna (obr. 6). L a D lze vyjádřit jako funkci θ s konstantními parametry n a b :

$$L = b \cos \theta \tag{7}$$

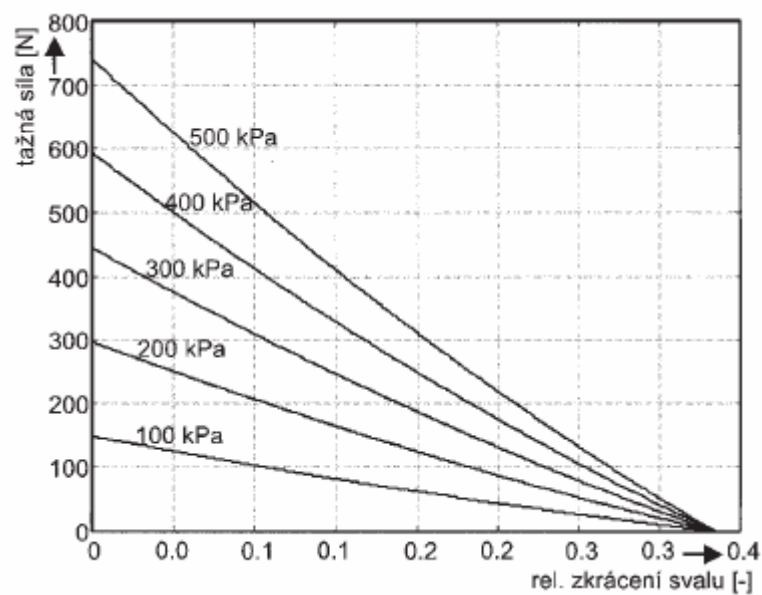
$$D = \frac{b \sin \theta}{n\pi} \tag{8}$$

Objem válce pak je:

$$V = \frac{1}{4} \pi D^2 L = \frac{b^3}{4\pi n^2} \sin^2 \theta \cos \theta \tag{9}$$



Obr. 6: Určení koeficientu n a b



Obr. 7: Závislost síly na zkrácení svalu podle zjednodušeného statického modelu

Nyní můžeme ze (5) odvodit konečný vztah pro tažnou sílu svalu

jako funkci P' a θ :

$$F = -P' \frac{dV}{dL} = -P' \frac{dV/d\theta}{dL/d\theta} = \frac{P' b^2 (3 \cos^2 \theta - 1)}{4 \pi n^2} \quad (10)$$

Nebo po dosazení z (7) sílu jako funkci P' a L :

$$F = \frac{P' (3L^2 - b^2)}{4 \pi n^2} \quad (11)$$

Tažná síla je tedy přímo úměrná tlaku média uvnitř svalu a je monotónní funkcí úhlu vláken. Teoretická maximální kontrakce svalu

při $F = 0$ je pro $\theta = 54,7^\circ$, což odpovídá relativnímu zkrácení cca 38 %.

Na obr. 7 je graficky znázorněna závislost tažné síly na relativním zkrácení svalu ($\epsilon = (L_{\max} - L)/L_{\max}$) pro hodnoty $L_{\max} = 30$ cm, $n = 3$,

$b = 32$ cm. Maximální možná délka svalu L_{\max} je dána druhem opletení a závisí na nejmenším možném úhlu vláken, v daném případě je $\theta_{\min} = 20^\circ$. Průměr D uvedeného svalu při maximální kontrakci je 28 mm.

Skutečné hodnoty se od uvedeného vztahu liší v krajních případech až o desítky procent, přesnější modely počítají s nenulovou tloušťkou membrány, její pružností, pružností vláken, třením a deformacemi na okrajích svalů.

2.3.2.3 Polohové řízení

Z fyzikálního modelu je zřejmé, že vzhledem k závislosti síly na délce svalu, nebudou standardní regulátory (založené na PID reg.) dávat dobré výsledky.

Nejčastěji používané principy pro polohovou regulaci McKibbenova svalu jsou v současnosti následující:

- . Feedforward + PID regulátory.
- . Fuzzy PID regulátory.
- . Regulátory s adaptivním rozmíst'ováním pólů.
- . Regulátory pracující v klouzavém režimu (příp. s proměnnou strukturou).
- . Regulátory založené na neuronových sítích.

Vzhledem k podobným vlastnostem pneumatických a živočišných svalů, dobrých výsledků dosahuje i přímé propojení pneumatických svalů s lidským operátorem[5].

2.3.3 Sval s obaleným měchýřem

Tento typ umělého svalu se od McKibbenova svalu odlišuje konstrukcí vnějšího opletení; není připojené na obal. To má za následek nepřítomnost pasivní pružné síly. Jako první použil tuto variantu McKibbenova svalu J. M. Winters (*Braided Artificial Muscles: mechanical properties and future uses in prosthetics/orthotics*, přednesené na 13. výroční konferenci RESNA, Washington DC, 1995), kdy prostě volný gumový měchýř obalil opletením.

Jeho pohybový rozsah je 5 - 30% zkrácení a méně než 10 - 20% prodloužení v závislosti na úhlu opletení a klidovému stavu.

2.3.4 PAM se záhyby

Nový typ pneumatických umělých svalů (PAM), a to pneumatický umělý sval se záhyby (PPAM).

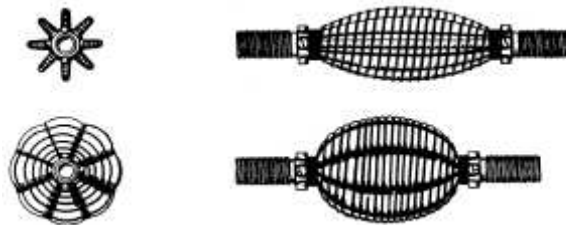
Tento typ byl vyvinut jako zdokonalení s ohledem na stávající typy PAM, např. na McKibbenův sval. Teprve nedávno ho vyvinul F. Daerdenem. Jeho princip je založen na jeho charakteristické kontrakční membráně. Při nezahuštěném stavu není v materiálu žádné napětí a tření ve směru kolmém na jeho osu symetrie. Mimo to, že je velmi silný, ale přesto velmi lehký a má velký tah v porovnání s ostatními návrhy

2.3.5 Síťované svaly

Rozdíl mezi oplétanými a síťovanými svaly je v hustotě sítě obklopující membránu, přičemž zde má síť relativně větší otvory a více přiléhá. Tento typ umělého svalu má tedy kontrakční membránu.

2.3.6 Yarlotův sval

Jde o typ svalu patentovaného v USA J. M. Yarlotem (US patent No 3 645 173, 1972). Skládá se z elastomerického měchýře, sítě tvaru protáhlé koule se sérií výztužných lanek, nebo pramenů natažených od jednoho konce ke druhému, přičemž jsou vedeny spirálovitě. Měchýř je těmito prvky vyztužen proti radiální expanzi.



Obr. 8: Yarlotův umělý sval

V úplně nahuštěném stavu má tvar protažené koule. Při protažení se axiální výztuhy narovnají a tlačí měchýř do tvaru charakterizovaného sérií vyvýšenin a údolí. Povrch skořepiny zůstane víceméně konstantní a kontrakce povrchu vyplyne z nahuštění. Takto roztahování skořepiny je omezené a více energie pneumatického tlaku tak může být přeměněno na mechanickou sílu.

Při úplném prodloužení se budou axiální prvky výztuže úplně narovnávat a

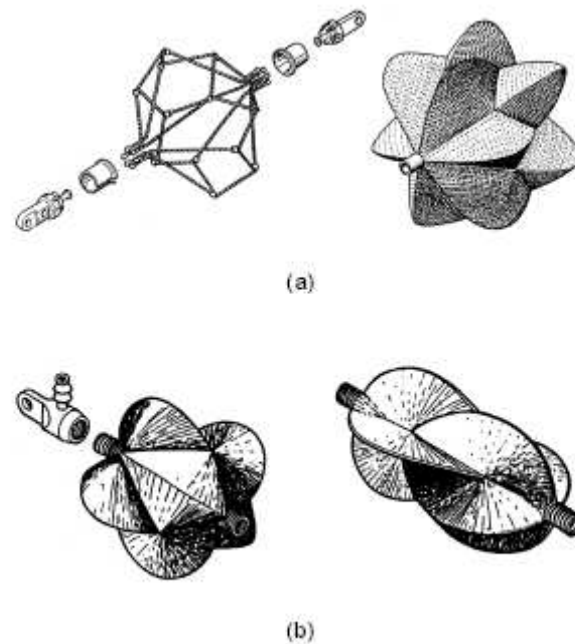
vyrovnávání tlaků by vedlo k teoreticky nekonečnému napětí, nicméně pro poddajnost materiálu tohoto nebude dosaženo. Tento typ svalu byl navržen pro použití tlaku menšího než 1,7 kPa.

2.3.7 ROMAC

Jde o zkratku RObotic Muscle ACtuator (robotický akční člen na bázi svalu).

Navržen byl G. Immegou a M. Kukuljem (*ROMAC muscle powered robots*, Technical report MS86-777, Society of manufacturing engineers, Deaborn, 1986) v roce 1986 a patentován. Skládá se z členěného měchýře s mnoha laloky vyztuženého drátěnou sítí a uzavřeného u jednoho konce kováním, jak je vidět z obr. 9.

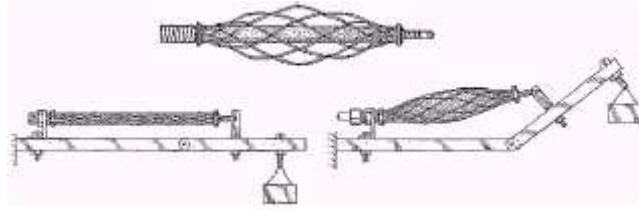
Měchýř je vyroben z pláště, který je charakterizován vysokou tuhostí v tahu, ohebností a vodonepropustností. Výztuž při nahušťování radiálně expanduje a podélně se stahuje, takže mění opěrný bod každého vyčnívajícího laloku, výsledkem čehož je měnící se objem. Přitom povrch tohoto svalu je konstantní bez ohledu na protažení/stlačení kvůli tahové tuhosti materiálu membrány. Každý opěrný bod laloku je propojen na opěrný bod přilehlého laloku ohebným švem který se pohybuje pod drátěnou výztuží. Z důvodu nepřítomnosti tření a membránového roztahování dokáže produkovat větší sílu a má téměř zanedbatelnou hysterezi, díky čemuž lze přirovnat ke svalům s tahovou membránou. Standardní velikost svalu je 6 - 30 cm, v miniaturizované verzi 1 - 6 cm, tato navíc nemusí být vyztužená, protože dokáže pracovat jen s malým tlakem. U standardní velikosti je typický rozsah dosažených sil 4500 - 13600 N, pracovní tlak 700 kPa a max. zkrácení až 50 %.



Obr. 9: Sval typu ROMAC; a) standartní provedení, b) miniaturizovné provedení

2.3.8 Kukoljův sval

Tento typ akčního členu, jak je zde popsán ve své základní podobě, je variantou McKibbenova svalu (M. Kukolj, *Axially contractible actuator*, US Patent No. 4 733 603, 1988). Hlavní rozdíl tkví v obalu; McKibbenův sval má pevně tkané opletení, zatímco Kukoljův sval používá síť s otevřenými (volnými) oky. Při nezatíženém stavu je mezera mezi membránou a sítí obalu, která při zatížení zmizí; membrána a síť na sebe doléhají. Důvodem použití této konstrukce je tendence sítě k rychlejšímu stažení než by byla schopna dát samotná membrána, což vede ke kroucení sítě u konců svalu. Počáteční napětí tomuto kroucení zabrání. Na obr. 10 je Kukoljův sval v nenafouknutém stavu a nezatíženém stavu a v závěsu ramene při úplně nataženém stavu a při pracovním nafouknutí.



Obr. 10: Kukuljův sval

2.3.9 Zapuštěné svaly

Struktura přenášející napětí je u tohoto druhu umělého svalu zapuštěná v jeho membráně.

2.3.10 Morinův sval

Jde o ranný typ fluidního svalu popsany v práci A. H. Morin, "*Elastic diaphragm*", US Patent No. 2 642 091, 1953. Jak je zde doslova psáno, má elastickou membránu schopnou přizpůsobit se tlaku nějaké tekutiny a schopnou zprostředkovat změny tlaku výše jmenované tekutiny na měřicí zařízení.. Tento typ svalu se podobá McKibbenovu umělému svalu.

V této konstrukci je gumová trubice vyztužená prameny vláken s vysokou tuhostí v tahu.

Vlákna mohou být vedena ve směru podélné osy svalu, nebo v dvojité spirále ve stejné ose.

Materiálem vláken použitých ve výzkumu byly bavlna, hedvábí nebo ocel.

Membrána je uzavřená koncovými kováními, které ji připojují k zátěži. Veškeré napětí je zde nesené vlákny, zatímco membrána se nafukuje. Jako možné provozní tekutiny byly navrženy stlačený vzduch, voda, olej nebo eventuelně pára.



Obr. 11: Morinův sval

2.3.11 Baldwinův sval

Je založen na principu Morinova umělého svalu. Je složen z tenké elastické membrány do které jsou vložena skelná vlákna v axiálním směru. Výsledná membrána má modul pružnosti ve směru vláken mnohem vyšší, než ve směru kolmém na ně. Kvůli nepřítomnosti tření a velmi tenké membráně má tento umělý sval menší hysterezi a velice nízký prahový tlak srovnatelný s oplétanými svaly. Jeho radiální expanze je ale tak velká, že je třeba omezovat tlak na 10 až 100 kPa. Uváděny jsou dosažené síly až 1600 N. Životnost je uváděna 10 000 až 30 000 cyklů pro zvedání 45 kg těžkého závaží a pracovního tlaku 100 kPa. Podobný, ale vyvinutější sval navrhl K. Nazarczuk v roce 1964 na Varšavské polytechnice.

2.3.12 Podtlakový umělý sval

Under Pressure Artificial Muscle (Podtlakový umělý sval).

Má stejnou konstrukci, jako Morinův sval. Při vysátí plynu ven z membrány se zhroutí příčný průřez, takže dojde ke smáčknutí a zploští se ve středu délky. Zmiňováno je zkrácování o 20 % z maximálního průměru 50 mm a délky 100 mm. Protože se membránové stěny při snižování tlaku dotýkají, dochází k zastávkám ve zkrácování a proto

je třeba navrhovat stěny membrány tlusté, aby bylo možno dosáhnout použitelných hodnot pro maximální zkrácení. Rozsah dosahovaných sil se pohybuje mezi 20 N až 140 N bez uvedení hodnoty podtlaku.

2.3.13 Paynterův oplétaný sval

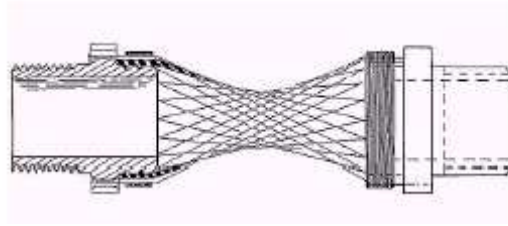
Jde o sval s kruhovým elastickým měchýřem posíleným pletenou strukturou (H. M.

Paynter, *High pressure fluid-driven tension actuators and methods for constructing them*, US Patent

No. 4 751 869, 1988.). Ta má původní tvar stejný jako měchýř, aby se mu mohla snadno přizpůsobit a spojit se s ním. Během nafukování se měchýř nenatahuje, jako u McKibbenova svalu. Při úplném nahuštění sval přijme tvar, jaký měl původně měchýř a pletená struktura, takže má vroubkovaný tvar. Podtlakový sval se může roztáhnout do délky, která se rovná polovině kruhového obvodu pletené struktury. Takže maximální stažení je 36,3 % původní délky. Provozní tlak může být vyšší než 800 kPa, přičemž životnost může být statisíce cyklů.

2.3.14 Paynterův hyperboloidní sval

Jde o alternativní variantu konstrukce Paynterova svalu. Tento druh svalu má při úplném protažení tvar membrány hyperboloid. Pružná membrána je pevně obalena rukávem z neroztažných ohebných vláken zapuštěných na konci do kování. Při maximálním natažení, jsou vlákna rovná od jednoho konce ke druhému a definují hyperboloidní povrch. Naopak při nahuštění se membrána vyboulí do téměř dokonalé koule.

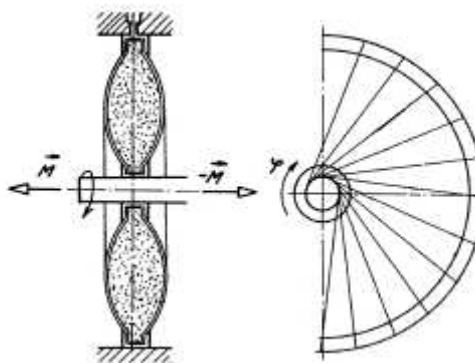


Obr. 12: Paynterův hyperboloidní sval

Sval může být poháněn jak pneumaticky tak hydraulicky. Maximální průměr vyboulení je na obou koncích u kování při napětí rovnému čtverci této hodnoty. Maximální stažení je asi 25 % původní délky a napětí 500 N při 200kPa.

Kleinwacherovo torzní zařízení

H. Kleinwacher a J. Geerk ("*Device with a pressurizable variable capacity chamber for transforming a fluid pressure into a moment*, US Patent No.3 638 536, 1972.) zkonstruovali membránové zařízení schopné vytvořit kroučící moment (dalším názvem je kroučící sval). Jak je vidět na obr. 13, má prstencová membrána upevněná u vnějšího okraje k prstenci a u vnitřního okraje ke hřídeli. V membráně jsou zapuštěna vyztužující vlákna natažená šikmo přes paprskovitý střed ke hřídeli, takže když dojde k nahuštění, membrána se vyboulí a vlákna točí hřídeli. Takto je dosaženo jednosměrné rotace a kroučícího momentu.



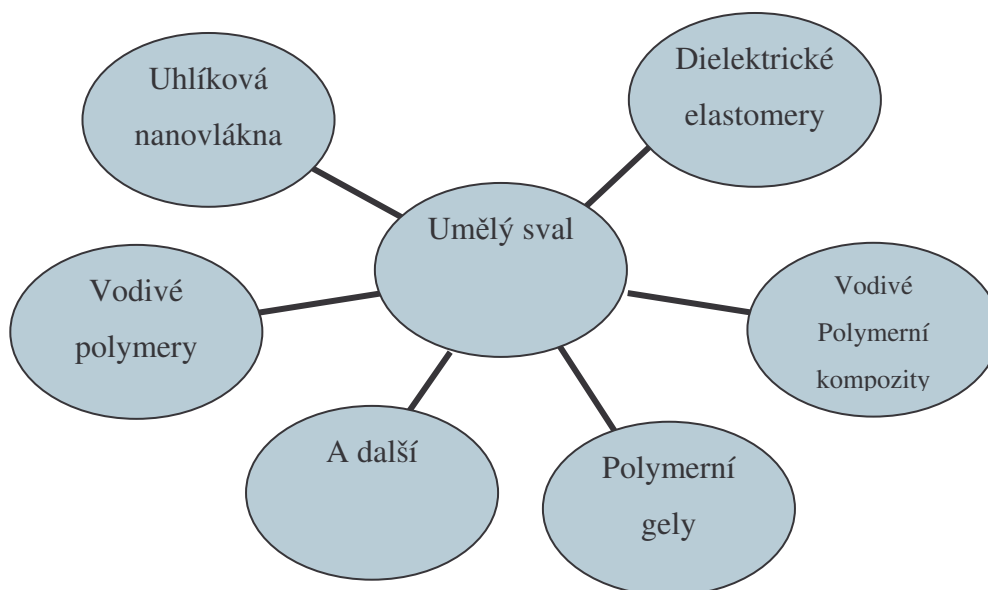
Obr. 13: Kleinwacherův torsní sval

V současné době nejsou pneumatické umělé svaly příliš používány. U nejvíce využívaného McKibbenova svalu jde o nevýhody jako je náročné ovládání a životnost; dochází ke vzniku trhlin u koncentrátorů napětí, např. u koncových kování. Řešením může být použití konstrukcí a materiálů tyto problémy odstraňujících.

Nicméně potřeba lehkého a výkonného akčního členu pro robotiku může být dostatečným impulsem pro další vývoj PAM. Zvláštní pozornost by zasluhoval zvláště sval se záhyby, zejména pro přesnost ovládání a malou hmotnost[4,5].

2.4 Polymerní umělé svaly

Elektroaktivní polymery pro výrobu umělého svalu



Obr. 14: Schéma materiálů pro výrobu umělého svalu

2.4.1 Vodivé polymery

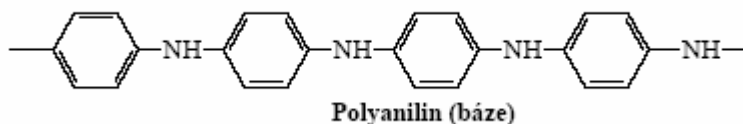
Jsou konjugované organické polymery s delokalizovanými p orbitaly[6]. Konjugované polymery vykazují vlastní vysokou elektrickou vodivost, umožňuje jim pravidelné střídání jednoduchých a dvojných vazeb (konjugace) v molekulární struktuře, kromě systémů vazeb je nezbytným předpokladem přítomnost pohyblivých nosičů náboje, které náboj po konjugovaném řetězci zprostředkovávají.

2.4.1.1 Polyanilin

Anilin byl jako produkt pyrolytické destilace indiga získán v roce 1826 německým chemikem Unverdorbenem[7]. Při studiu jeho chemických vlastností popsal roku 1840 Fritzsche [8] zelené oxidační produkty. V roce 1862 britský profesor chemie Letheby při toxikologické identifikaci anilinu provedl elektrochemickou oxidaci, která vedla po alkalizaci k modrému zbarvení[9] typickému pro polyanilinovou bázi. Britští chemici Green a Woodhead navrhli v roce 1910 pro oxidační produkty anilinu strukturu oktameru[7]. Názvy jednotlivých oxidačních forem[10], nazvaných leukoemeraldin,

emeraldin a pernigranilin, jsou v současnosti používány i pro odpovídající polymery. Polymerní povaha oxidačních produktů anilinu byla prokázána až o mnoho desítek let později[11].

V roce 1968 byly v Československu pospány syntetické postupy Honzlem[12].



Obr. 15: Polyanilin

Obsahuje stovky až tisíce konstitučních jednotek. Vzniká oxidací anilinu oxidačním činidlem (peroxydvojsíranem amonným). Jeho optické a elektrické vlastnosti určuje stupeň oxidace a protonace[11].

Nejvýznamnější představitelem je EMERALDIN: Protonový, vodivý (emeraldinová sůl) v molekule se pravidelně střídají atomy dusíku s nábojem a bez náboje, to umožňuje přenos náboje po řetězci

Při dopování polyanilinu se zvyšuje vodivost z $10^{-10} \text{ S.cm}^{-1}$ na 10 S.cm^{-1}

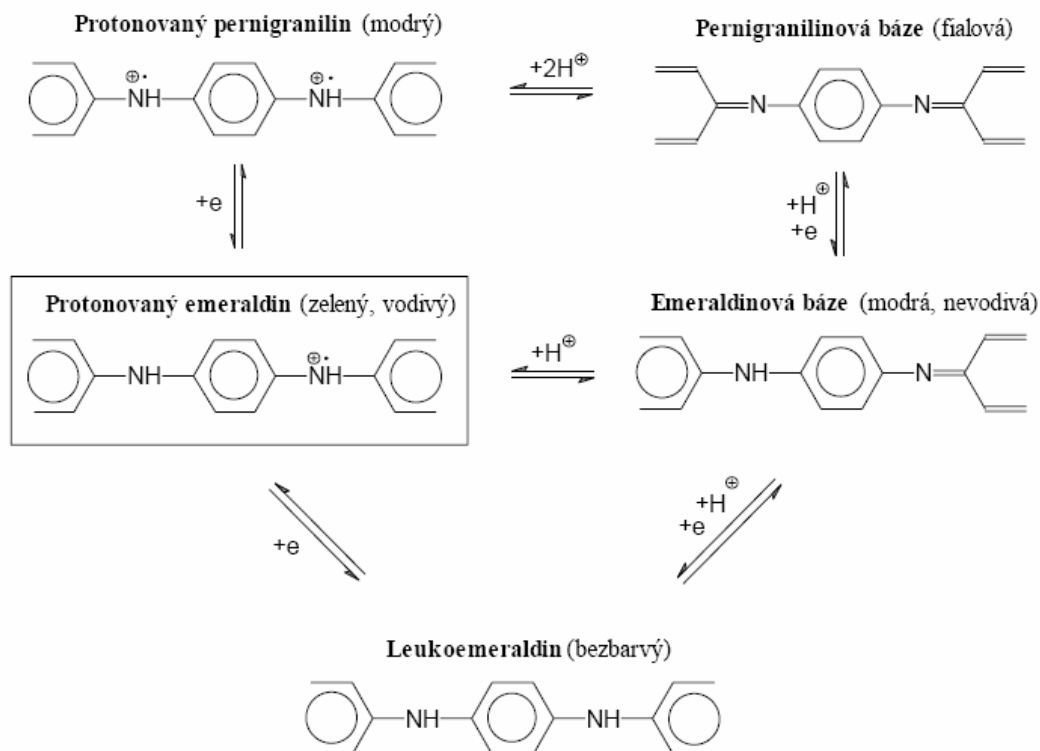
Reakce polyanilinové (emeraldinové) báze s kyselinou zůstane zachován počet elektronů v polymerním řetězci, změní se jejich rozložení a výrazně vzrůstá měrná vodivost. Je-li jako dárce protonu použita anorganická či organická kyselina, vzrůstá měrná vodivost v rozmezí osmi až deseti řádů.

Iminové dusíkaté báze poskytují s kyselinou sůl, nepárové elektrony přebírají roli nositelů náboje, vodivost polyanilinu vzroste.

Opačného efektu dosáhneme když necháme reagovat emeraldinovou sůl se zásadou (čpavek).

V průběhu oxidační reakce anilinu s peroxydvojsíranem amonným vzniká kromě polyanilinu také síran amonný a kyselina sírová, kyselina sírová má velmi důležitou roli umožňuje průběh reakci i při vysokých hodnotách pH, vzniklým produktem je sraženina, vedle ní,ale vznikne i hladký film, který pokryje všechny povrchy, které jsou v kontaktu s reakční směsí.

-při použití slabé kyseliny, popřípadě když není na počátku přidána do směsi, vznikají produkty s neobvyklou nanostrukturou, jsou pozorovány nanotrubky a nanotyčinky, jejichž délka je v řádu mikrometrech a průměr nepřesahuje stovky nanometrů[12].

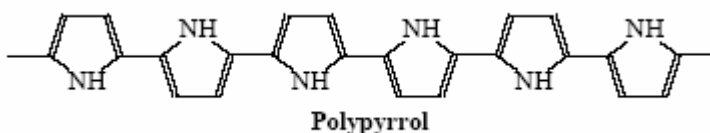


Obr. 16: Formy polyanilinu: polyanilin existuje v základní emeraldinové formě. Emeraldin může být oxidován na pernigranilin nebo redukován na leukoemeraldin. U emeraldinu a pernigranilinu existuje rovněž vždy protonová forma a odpovídající báze.

2.4.1.2 Polypyrrol

Chemická oxidace pyrrolu, popsána již v roce 1887, poskytla oligomerní produkty[13]. Italští chemici publikovali[14] v roce 1916 informace o tom, že pyrrol polymeruje v kyselém prostředí při oxidaci peroxidem vodíku za vzniku rozpustné pyrrolové černi. Pratessi[15] uvádí složení polypyrrolu. Další významné období v rozvoji vodivých polymerů nastalo po roce 1979, kdy Diaz a spol.[16-18] publikovali elektrochemický způsob přípravy polypyrrolu.

Polypyrrol se elektrochemicky dá připravit z roztoku monomeru v acetonitrilu nebo propylenkarbonátu s malým obsahem vody za přítomnosti dopantu, např. tetramethylamonium tetrafluoroborát. Na platinové elektrodě vznikne film, jehož měrná vodivost dosahuje rozměrů až 100 S.cm^{-1} . Jedná se o polymer obsahující pyrrolová jádra, která jsou spojena v α a α' pozicích do polymerního řetězce. Oxidační degradace polypyrrolu poskytuje pyrroldikarboxylovou skupinu s karboxylovými skupinami vázanými v α a α' polohách na pyrrolovém jádře a pouze malou frakci kyseliny s karboxylovou skupinou vázanou v β -poloze [18].



Obr. 17: Polypyrrol

2.4.1.3 Polyacetylen

Má dvě konformace trans a cis formu. Z hlediska elektrické vodivosti je zajímavá pouze trans forma. Jeho vodivost se blíží vodivosti kovů ($5 \cdot 10^5 \text{ S.cm}^{-1}$), není ovšem vhodný pro širší využití, má totiž nízkou stabilitu na vzduchu.

Pokud tenký polyacetylenový film dopujeme parami jodu vzroste elektrická vodivost filmu minimálně milionkrát. Z polymerního řetězce je odejmut elektron. Po přenesení elektronu z řetězce polyacetylenu k molekule jodu, která se nabije záporně, nese polyacetylenová molekula kladný, pohyblivý náboj.

Při dopování organických látek potřebujeme vyšší koncentrace dopující látky na rozdíl u anorganických látek, kde stačí stopové množství dopované látky.

Velmi důležitým momentem pro transport elektrického náboje je přeskok nositelů mezi jednotlivými řetězci, tento přenos náboje je silně závislý na uspořádanosti makromolekul. Mechanicky orientované filmy vykazují vyšší elektrickou vodivost ve směru prodloužení [19].

2.4.2 Vodivý polymer umělého svalu

V umělém svalovém vláknu je mezi vrstvami vodivého polymeru vložena vrstva iontově vodivého materiálu. Při průchodu elektrického proudu souvrstvím dochází na jedné straně k redukci vrstvy vodivého polymeru a na druhé straně k oxidaci. V důsledku přenosu iontů jedna strana souvrství expanduje a druhá se smršťuje, což vede k ohnutí celé struktury.

Piezoelektrické a nevodivé materiály mají důležitý technologický význam pro přímý převod elektrické energie na mechanickou energii v pohonném zařízení.

Vodivé polymery mohou poskytnout materiály pro pohonné zařízení, jejichž funkce je víc analogická s přírodními svaly. V zahraničí se soustředí na výzkum praktického využití pohonného zařízení z vodivých polymerů. Ovšem velkou nevýhodou svalů vyrobených z vodivých polymerů je degradace, která nastává po 100 000 stahů[6].

2.4.3 Principy operačního zařízení

Vodivý polymer elektrochemického pohonného zařízení může být založený na velké rozměrové změně, která vyplývá z elektrochemického dopování různých vodivých polymerů, jako polypyrrol, polyanilin a dalších. Takové rozměrové změny mohou zdvojnásobit objem elektrody[20].

Když nejsou solvatovaní představitelé začlenění a ionty legovací látky jsou malé, získáme objemové změny výsledného dopování menší než 10%. Mnohem menší rozměrové změny nastanou v přímém řetězci, než na postraních řetězcích. Tyto objemové změny jsou základním elektronickým zdrojem pro polymery jako například polyacetylen.

Polyacetylenový řetězec se může prodloužit až o 1,6% původní délky při dopování alkalickým kovem a o 0,4% zkrátit při dopování jódem[21,22].

Tyto objemové změny výrazně ovlivňují pevnost výsledného produktu, který je extrémně pevný a modul přímého řetězce, který má základ řetězce přibližně jako diamant. Ve srovnání s výsledným osovým řetězcem při dopování polyacetyleny alkalickým kovem, dochází k přeměně nelegovaného $(CH)_x$ na tetragonální nebo pseudo-tetragonální $((C_4H_4)_2K)_x$, dochází ke zvětšení objemu polyacetyleny o 12,8% [22].

Většina objemových změn jsou změny délkové.

Vratné elektrochemické,mechanické pohonné zařízení se musí skládat nejméně z těchto tří elementů: anoda, katoda a elektrolyt. Toto pohonné zařízení má přímo baterie a elektrochemický displej: elektrochemický cyklus odpovídá nabitý-vybitý-nabitý z baterie a chromatický přepínací cyklus z elektrochemického displeje. Anoda, katoda nebo obě elektrody mohou být vodivými polymery. V elektrolytickém pohonném zařízení dopovaném solí je uschován elektrolyt, během extrémního elektromechanického cyklu dochází k vybití, vybitý elektrolyt je vyprázdněn do baterie. V dalších extrémech cyklu poháněcího zařízení (nabitý zůstává v baterii), kationy a anionty z této soli se slučují na anodě a katodě. Na druhé straně skladovací elektroda pohonného zařízení má funkci elektrochemického přenosu z iontů mezi ionty sloučenými na elektrodě. Elektrolyt poskytuje pouze transport.

Výhoda elektrodové uspořádání je,že objem a váha pohonného zařízení může být minimální. Elektrolytu v zařízení musí být pouze takové množství, aby stačilo k iontové vodivosti. Úbytek vodivého elektrolytu během nabíjení z elektrolytické úschovny pohonného zařízení nevznikne.

V obvyklém případě délka elektromechanické elektrody vzrůstá během nabíjení a zkracuje se během vybíjení, rozměrové změny dvou elektrod jsou ve fázi z elektrolytické úschovny pohonného zařízení a z té fáze elektrodické úschovny pohonného zařízení. Odtud návrh pohonného zařízení tak,že má schopnost, že obě elektrody jsou upotřebeny a efektivně volí buď elektrickou úschovnou nebo elektrolytickou úschovnu. Dvě hlavní kategorie mohou předvídat pro obě elektrolytickou úschovnu i elektrickou úschovnu pohonného zařízení vodivého polymeru: konkrétní pohonné zařízení a hydrostatické pohonné zařízení.

Konkrétní pohonné zařízení upotřebí buď lineární nebo biaxiální rozměrové změny vodivých polymerů, které vykonávají mechanickou práci. Tyto rozměrové změny mohou být způsobeny jednou elektrodou, dvěma nebo více elektrodami jako v uspořádání přečnávajících konců[23].

2.4.4 Mechanismus vodivosti

Teplotní závislost vodivosti,dává důležité informace o elektricky vodivých mechanismech. V kovu se valenční pásy a vodivostní pásy překrývají a tak tepelná energie je potřebná pro elektrony k přesunu do volného stavu. V izolátorech i polovodičích je energie rozdělena

mezi valenční a vodivé pásy a chybějící tepelná energie, neelektrony jsou excitovány do vodivých pásků a materiál se stává nevodivým.

Syntéza polypyrrolu při -40°C ukazuje kovový (konečný) měrný odpor blízko absolutní nule, syntéza při -20°C se měrný odpor blíží nekonečnu.

Několik modelů bylo navrženo a popsáno, díky závislosti teploty vodivého polymeru na vodivosti.

Mott[24] vyvinul model popisující elektronovou vodivost v amorfním kovu. Mott uvažoval pravděpodobnost tunelu mezi náhodnou energií elektronového potenciálu s pravděpodobnou přebývajícím dostatečnou energií přesunutou poblíž místa a platí, že:

$$\rho = \rho_0 \exp\left(\frac{B}{T^4}\right) \quad (12)$$

ρ – je hustota

ρ_0 a B – jsou konstanty

T – je absolutní teploty

V Mottově modelu se teplota blíží k nule, měrný odpor stoupá k nekonečnu.

Druhý model vytvořil Sheng[25], upravil polymer jako vodivý kov, pole působnosti jsou odděleny od izolační bariéry, takže elektrony musí projít skrz tunel. Pro Shengův model platí:

$$\rho = \rho_0 \exp\left(\frac{T_1}{T + T_0}\right) \quad (13)$$

ρ – je hustota

T – je teplota

ρ_0, T_0, T_1 - jsou konstanty

Při vysoké teplotě jde odpor dolů, jak se teplota ustaluje. Při nízké teplotě, je malá teplotní závislost, dává 0 K a vodivost je $\sigma_0 \exp(-T_1/T_0)$.

Měrnou technikou můžeme změřit elektrický odpor polypyrrolu při teplotě kolem 5 K až do 300 K. Lze přizpůsobit naměřené odpory pro oba modely a to pro Mott model a Sheng model a najít, že syntéza při -20°C je velmi dobře popsána Mott rovnicí pro měrný odpor. Syntéze při -40°C je velmi dobře popsána Sheng modelem. Velké změny v chování jsou funkcí syntézy bodů vodivosti k důležitým změnám ve struktuře polypyrrolu. Nejlépe porozumíme jak různé vodivostní syntézy vedí rozdíly ve struktuře my můžeme optimalizovat vlastnosti vodivých polymerů.

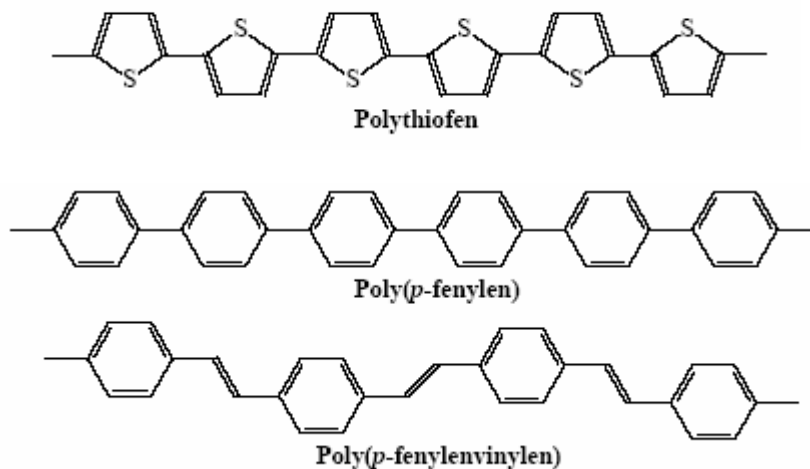
2.4.5 Vedení proudu ve vodivých polymerech

Hustota kovu (měď $8910 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$, stříbro $10500 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$) je vysoká ve srovnání s organickými materiály (typické $1000\text{-}2000 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$). Očekává se, že kvůli nízké hustotě vodivých polymerů, budou schopné se rovnat nebo převyšovat nynější nosnost, kapacitu za jednotku hmotnosti, kovů jako měď nebo stříbro. Polymerní pásek byl zničen při hustotě proudu $1,3 \times 10^7 \text{ A}\cdot\text{m}^{-2}$, nepatrně vyšší hustota proudu než typicky citované maximum bezpečné hustoty proudu, které je $10^7 \text{ A}\cdot\text{m}^{-2}$ pro měděný drát.

Pro aplikace v robotice a náhradě končetin, kde redukovaná váha, hustota proudu za jednotku hmotnosti zlepšuje provedení, a proto je výhodné použít materiál s nižší hustotou.

Hustota mědi a stříbra jsou 8-10 x vyšší než hustota vodivých polymerů (hustota polypyrrolu je $1300 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$). Vodivé polymery jsou potenciálně levnější a mohou být biodegradovatelné. Směřují k použití na elektrické motory neboť mají velké množství výhod[26].

Další konjugované polymery- polythiofen, poly(p-fenylen), poly(p-fenylenvinylen)



Obr. 18: Další vodivé polymery

2.4.6 Polymerní gely

Polymerní gely jsou v současnosti používány ve vývoji umělého svalu.

Polymer je dlouhý řetězec molekul. Může se vytvořit velká síť polymerů, když několik těchto řetězců začneme chemicky poutat k sobě navzájem postupem zvaným příčné spojování. Když tuto síť z křížově spojeným polymerů zavěsíme v rozpouštědle vznikne nám polymerní gel. V současné době hrají polymery mnohem důležitější úlohu než tomu bývalo v dobách dřívějších. Polymerní gely různou kombinací podnětů způsobují diskontinuální změnu objemu. Tyto objemové změny jsou vratné. Mají schopnost bobtnat nebo se smršťovat v důsledku malých změn parametrů svého okolí (OH, teplota, intenzita elektrického pole).

První model, polymerní gel vytváří objemové změny když se mění pH. Vystavené vlákno má silnější smrštění a rychlejší reakce než sval lidský.

Komerčně je velmi úspěšné polyakrylonitrilové(PAN) gelové vlákno. Skládají z dlouhých uhlíkových řetězců s připojenými nitrilovými skupinami. Síť vláken vaříme v roztoku NaOH z důvodu zbývajících nenavázaných nitrilových skupin, které se přeměňují na karboxylovou kyselinu. Tyto karboxylové skupiny jsou základní reakční prvky polymerního gelu. V kyselém roztoku tyto karboxylové roztoky nejsou nabitě a gelová

forma má kompaktní strukturu. V přítomnosti báze jsou karboxylové skupiny negativně nabitě a elektrostatické interakce mezi těmito nabitými skupinami jsou příčinou zvětšování gelu, nebo-li botnání.

Toto dovoluje roztahování a smršťování gelu, který simuluje chování svalu. Nicméně, protože přítomnost bazického pyridylu a karboxylové skupiny jsou nezbytné přidáváme určité množství kyseliny nebo zásady, které způsobují změny chování.

Známy používaný princip polyelektrolytického síťování, polymerní strukturu a vlastnosti můžeme upravit, gel získá požadované vlastnosti.

Nevýhodou těchto polymerních gelů, je v rychlosti odezvy, je velmi pomalá. A také v životnosti, která je velmi krátká, rychle degradují. Nejběžnější polymerní gely polyvinylalkohol (PVA) a polyakrylonitril (PAN) [6].

2.4.7 Uhlíková nanovlákná

V roce 1999 přišla na řadu uhlíková nanovlákná, obrovské polymerní molekuly z čistého uhlíku, které mají neuvěřitelné elektrické i mechanické vlastnosti. Pro svaly se hodily z důvodu značné nosnosti a schopnosti udržet silný elektrický náboj. Navíc na změnu napětí reaguje smrštěním. Problém s dodávkou energie se vyřešil do té doby nevídaným unikátním způsobem. Vlákná byla zakomponována do palivového článku jako elektroda. Do komory s kyselinou sírovou byl vháněn plynný kyslík, který spolu s vodíkovými ionty z kyseliny „vyráběl“ vodu. Tento proces vyžaduje volné elektrony, které jsou „vysávány“ z uhlíkového nanovlákná. V důsledku ztráty záporných částic tak sval postupně získává kladný náboj, na což reaguje smrštěním. Aby se natáhl do původní délky, stačí pak sval propojit s opačnou elektrodou a nechat elektrony vrátit se zpět na jejich místo.

Uhlíková nanovlákná tehdy prokázala, že lze vyvinout umělé svaly poháněné přímo chemickou energií. Až do té doby totiž byly svaly zcela odděleny od zdroje energie, nijak se do procesu jejího využití nezapojovaly. Zakomponováním vlákná přímo do palivového článku se umělé svaly o krok přiblížily své biologické předloze.

Nicméně tento materiál má jednu podstatnou nevýhodu. Zatímco bez problémů vyvine sílu stokrát větší než lidské svaly srovnatelné velikosti, nedokáže se zkrátit ani o celé procento

své délky. Pohyb v takto nepatrném rozsahu je pro imitaci funkce lidských končetin zcela nevhodný[27].

2.4.8 Dielektrické elastomery (elektrostriktní polymery)

Procházejí výraznou mechanickou deformací, když jsou vloženy do elektrického pole. Dosažitelné relativní deformace od 10 do 30 %, jsou mnohem větší než u piezoelektrických keramik, které dosahují pouze 0,1 až 0,3 %. Pro napodobení svalů jsou elektrostriktní polymery vloženy mezi dvě elektrody. Po přiložení elektrického pole se elastomer smršťuje ve směru kolmém k rovině elektrod, což je ještě umocněno normálním stlačením elastomeru kvůli elektrostatickému přitahování elektrod. Výsledkem je sval schopný dosáhnout velkého smrštění a velkých mechanických napětí. Dielektrické elastomery ani po několika letech neukazují známky degradace. Navržené struktury svalů na bázi dielektrických elastomerů[6].

2.4.9 Vodivé kompozitní polymery

Polymerní kompozity plněné elektricky vodivými částicemi se v současné době řadí mezi významné materiály, jejichž použití je zcela jedinečné a nezastupitelné v řadě aplikací. Staly se rovnocenné s kovovými vodiči a polovodiči. Jejich výhodou je značná hustota, možnost mnohonásobné deformace, vysoká odolnost k agresivním činidlům a vlivům okolí. Jako matrice slouží polymery s vysokým elektrickým odporem[28]. Z nejběžnějších lze uvést silikony, polyuretany, polyolefiny, polyvinylchlorid, epoxidové pryskyřice, polymethylmetakrylát, polystyren a styren-butadienový kaučuk.

Elektricky vodivým anorganickým plnivem [29] bývají sférické částice kovů (stříbra, mědi, niklu). Dále částice nebo vlákna uhlíku (saze, grafit, nanotuby [30]), karbidy, některé kysličníky (ZnO) aj.

Přenos elektrických nábojů v polymerních kompozitních materiálech závisí na jejich struktuře a elektrických vlastnostech jednotlivých komponent. Hlavním faktorem určujícím stejnosměrnou vodivost kompozitů je koncentrace částic elektricky vodivého plniva.

Rozhodující pro přenos náboje je vzdálenost mezi dvěma sousedními částicemi. Při nízké koncentraci plniva, kdy vodivé částice jsou od sebe separovány vrstvou nevodivé matrice, přenos není možný a kompozit má vlastnosti izolátoru.

Působením elektrického pole nastává v polymerním kompozitu posun elektrických nábojů a dochází k polarizaci. Střídavá vodivost kompozitu roste s rostoucí frekvencí, což způsobuje rostoucí příspěvek kapacitních kontaktů k vodivosti[31].

Významnou skupinu plniv organického charakteru tvoří elektrické vodivé polymery (polyanilin, polypyrrol). Speciální plniva byla připravena pokrytím nevodivých (silika, anorganické oxidy) i vodivých (grafit, uhlíková vlákna) částic těmito polymery.

Elektrické vlastnosti vodivých polymerních kompozitů naznačují možnost jejich použití v řadě speciálních aplikací, a není pochyby, že další systematický výzkum je vysoce žádoucí[32].

2.5 Aplikace umělého svalu

Umělý sval má všestranné využití. Používá se při výrobě spotřební elektroniky, v lékařství, v průmyslu a k tvoření energie. Zmíním něco málo výrobků z každé oblasti. Jelikož mě nejvíce zaujalo použití v lékařství, tento obor rozvinu detailněji.

2.5.1 Spotřební elektronika

Rychlý technologický vývoj v průmyslu spotřební elektroniky vyžaduje technologie, které jsou jednoduché a nákladově-efektivní, funkční a spolehlivé. Na umělém svaly jsou založené pohony, tyto technologie mohou řešit tyto problémy pro celou řadu komponentů. Výrobky spotřební elektroniky jako například polohovadla objektivů pro kamery telefony a webkamery, k napájení přenosných generátorů .

Aplikace zahrnují:

- Palivový článek čerpadla
- Vibrační generátory
- Masážní Komponenty
- Micro čerpadla a ventily pro chladicí systémy

- Senzory
- Akustické reproduktory
- Automatické stabilizátory obrazu, optický zoom pro fotoaparáty (umělý sval zajišťuje jejich pohon)
- Masážní křesla

2.5.2 Průmysl

Tato technologie pohonu má několik výhod oproti konvenčním motorům, čerpadlům, ventilům a akčním členům v průmyslových aplikacích. Umělý sval má vyšší přímé schopnosti posunutí. Tento pohon nabízí významné výhody pro robotiku a další výrobní zařízení. Aplikace je v podstatě tichá a velmi čistá.

Aplikace :

- Tekutina čerpadla
- Snímače sil
- Tlakové senzory
- Robotické chapadla
- Robotické prsty
- Rotační motory
- Proporcionální ventily

2.5.3 Automobilový průmysl

Dnešní typické automobily obsahují více než 200 pohonných jednotek, např. polohovadel sedadel nebo polohovadla zpětných zrcátek . V porovnání s konvenčními spouštěčemi umělý sval váží méně, vyžaduje méně energie, a působí tiše. A také předpokládá 30% snížení spotřeby paliva než má typický automobil.

- Palivový článek čerpadla
- Pohon dveřních zámků
- Tekutina Čerpadla
- Ventily

- Pohon otvírání oken

2.5.4 Energie

Elektroaktivní polymerní umělý sval má velké výhody při přeměně mechanické energie na elektrickou v generátoru. Generátor je v podstatě na zadní straně pohonu. Generátor může být chápán jako proměnné kapacitní zařízení. Elektrický náboj je umístěn na filmu (vysoce kapacitní stav). Film pracuje proti elektrickému tlaku pole, čímž se zvyšuje elektrická energie[33].

2.5.5 Lékařská aplikace

Aplikace umělého svalu v lékařství má obrovský rozsah hlavně u ortoticko-protetických zařízení. Ortoticko-protetické zařízení již nejsou samostatným mechanismem, ale intimním nástavcem lidského těla - strukturálním, dynamickým, neurologickým. Dnešní vědecké a technologické vymoženosti slibují urychlení výzkumu na sloučení těla a stroje, včetně vývoje pohonu, který se chová jako lidský sval a kontrolní metody, které využívají zásady biologického pohybu. Umělý sval založený na technologii elektroaktivního polymeru může nabídnout značné výhody pro tělesně postižené, umožňuje společné impedance, snadnou ovladatelnost, bezporuchový provoz a antropomorfní morfologické zařízení.

Ortoticko – protetická zařízení existují celá staletí, ne-li tisíciletí. Lidé v minulosti měli jen jednu možnost a to využití protézy ze surového materiálu jako dřevo a kůže. Takto vyrobené protézy byly velmi těžké, neadaptivní a obtížné pro použití. V roce 1970 dochází ke změně, profesor Woodie Flowers v Massachusetts Institute of Technology vedl výzkum pro zdokonalení pasivního kolenního kloubu, tento mechanismus byl neadaptivní. Pasivní mechanismus chtěli změnit na aktivní s proměnnými tlumícími vlastnostmi.

Flowersovo koleno bylo vyzkoušeno na osobě po amputaci. Tato osoba zkoušela široký rozsah tlumení při běžné chůzi. Během kontaktu s terénem, vysoké kolenní tlumení potlačilo kolenní deformaci. Nízké tlumení během kývavé chůze dovolilo protéze se volně kývat. Pokud bylo tlumení zvýšené nedalo se hladce zpomalit, neboť při náhlém zpomalení protéza udeřila svého nositele. Naštěstí tyto Flowersova kolena

nebyla nikdy prodávány komerčně. Několik společností vyráběly proměnný kolenní tlumič, byl to výrobek podobný Flowersovu kolenu.

Aktivně řízené kolení tlumiče poskytují velké množství výhod, na rozdíl od mechanicky pasivních kolenních systémů. Většina protéz poskytuje amputovaným lidem větší komfort, mohou změnit rychlost své chůze, ohýbat se a s větším klidem a stabilitou zvládnou chůzi po schodech. Ve sféře ortéz výrobci vyvinuli v poslední době počítačem řízenou kolenní ortézu obsahující proměnný spojkový mechanismus. Na rozdíl od variabilního tlumiče protetického kolena, adaptivní kolenní ortézy nemohou měnit tlumení kolene, ale nabízí pouze zamykání a uvolňování ovladatelnosti.

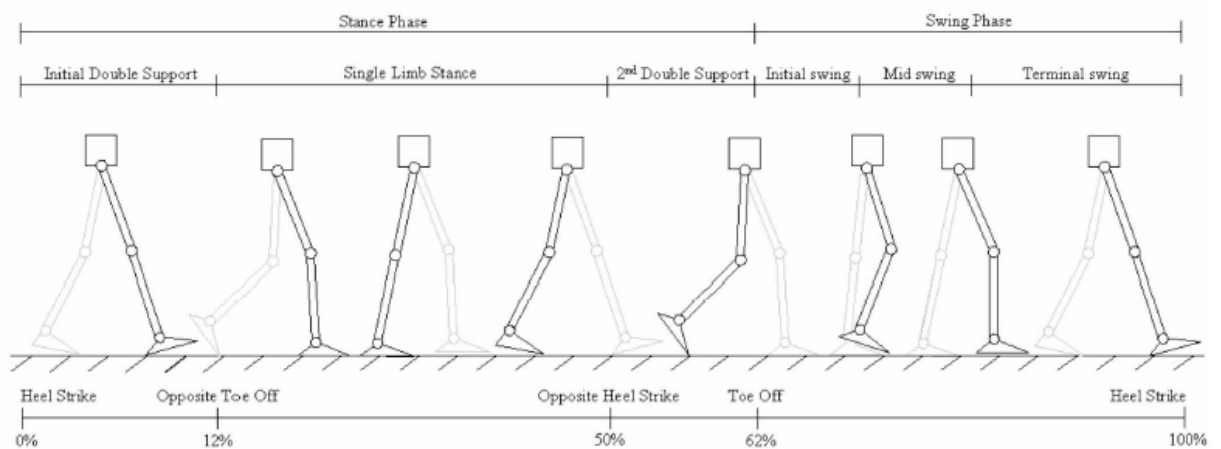
Dnešní protetické systémy kotník-noha většinou používají elastomery nebo uhlíkového kompozitní destičky, které ukládají a uvolňují energii při každé chůzi nebo běhu. Zatímco tradičně zařízení kotník-noha ortézy bylo vyrobeno s použitím tuhého termoplastu, vnitřek byl z měkké pěny. V současné době se snaží výzkumná pracoviště o nahrazení těchto materiálů.

Současné O & P končetiny mohou vykonávat stejné věci jako jejich biologické protějšky, ať už jde o stabilitu, účinnost nebo životní cyklus. Avšak v příštích několika desetiletích, pokračující pokrok ve svaly - jako spouštěči a biomimetických kontrolních systémů může vést k dramatickému zlepšení kvality života pro handicapované[34].

3 LÉKAŘSKÉ APLIKACE UMĚLÉHO SVALU

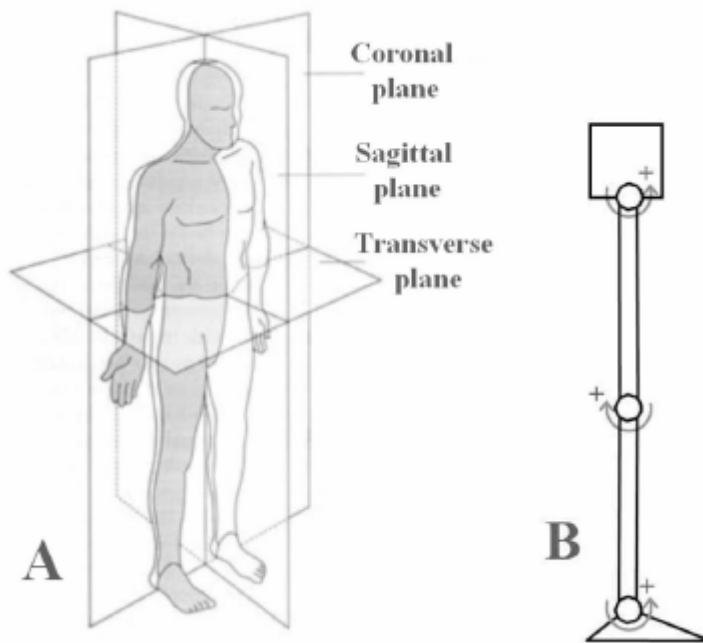
3.1 Biomechanika chůze

Porozumění biomechanice lidské chůze je rozhodující v návrhu exoskeletonů a aktivních ortéz pro dolní končetiny. Obr. 1 (převzato z [35]) ukazuje zjednodušené schéma lidské pěší chůze.



Obr. 19: Jeden cyklus lidské pěší chůze začínající a končící na patě. Procenta kontaktní akce jsou uvedena jen přibližně v cyklu. Převzato z [35].

Časový harmonogram označené akce během chůze cyklu je jen přibližná, a pohybuje napříč jednotlivců a podmínek. Cyklus lidské pěší chůze je obvykle reprezentován jako výchozí (0%) a končící (100%). Člověk začíná a končí stejnou nohou jeden cyklus.



Obr. 20: (A) Popis jednotlivých anatomických rovin. (B) Graf nohy znázorňuje nohu v klidové poloze .

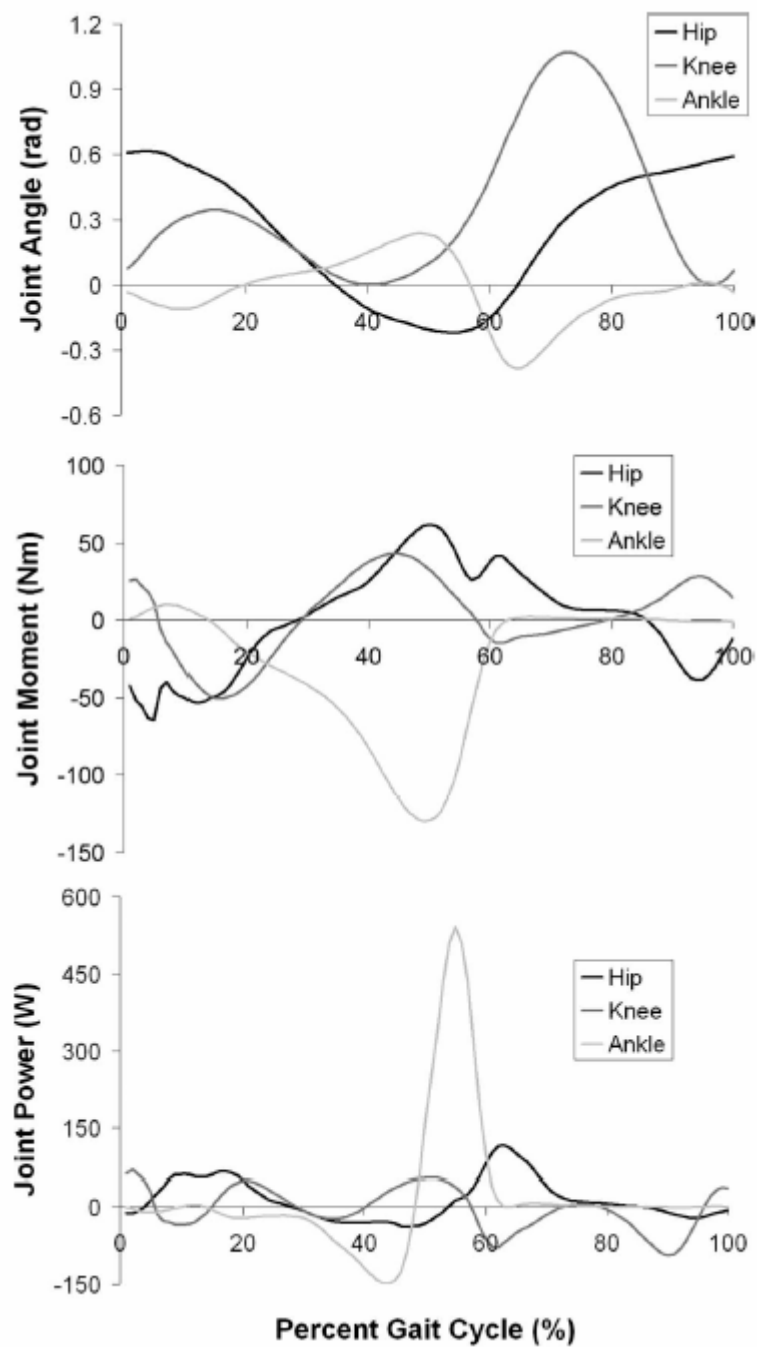
Obecně platí, že na lidskou nohu může být pohlíženo jako na 7 DOF strukturu, se třemi rotacemi DOFs na kyčli, jedné rotaci na koleně, a tři v kotníku. Obr. 2 ukazuje popis lidských anatomických rovin [Obr. 2 (A)], stejně jako kinematický model lidské nohy v sagitální rovině, která je dominantní rovinou pohybu během lidské hnací síly [Obr. 2 (B)]. Spoj pohybu se v této rovině jednoduše označuje jako ohýbání (pozitivní směr) a natažení (negativním směru). Návrh kyčle v koronální rovině je označován jako únos (daleko od středu těla) a přitažení. Dále návrh kotníku v koronální rovině se nazývá vyvrácení (daleko od středu těla) a inverzi. Zbývající DOFs kyčle a kotníku se jednoduše označuje jako "střídání".

Obr. 3 Znázorňuje biomechanické měření normálního, zdravého jedince (82 kg, 0,99 m- délka dolních končetin, 28-let-starý jedinec). Procházka rychlosti 1,27 m/s, zobrazující společný úhel, moment síly na kyčle a kolena, ohýbání kotníku / prodloužení návrhy chůze během úrovně terénu . Podrobnosti o experimentální metodě používané k zachycování těchto údajů lze nalézt v [36]. Při chůzi se údaje mohou lišit podmínkami, kvalitativní charakter údajů zůstává podobný.

Je to zejména užitečné pro pochopení exoskeletonu a aktivní ortézy, kde se musí klást

požadavky na spotřebu energie každého kloubu. U pěší chůze je patrné z údajů, že zejména v pomalé rychlosti je kyčel pozitivní nebo blíží se nule. Síla na kolenu je převážně negativní a výkon na kotníku je rovnoměrně rozdělen mezi pozitivní a negativní.

Během ustáleného stavu terénu by měla být chůze jedince ustálená a mechanická energie by se měla blížit nule, neboť nevykonává práci a odpor pohybu je malý. Exoskeleton a ortéza začlení prostředky na přidávání výkonu v kyčli nebo pohlcující výkon na kolenu (např. brzdy nebo tlumiče), ukládání a uvolňování energie v kotníku pomocí pasivní elastické struktury. Nicméně jde-li nositel rychle nebo pozitivní sklon chůze vzestupně nebo do schodů, povaha síly v jednotlivých kloubech se může dramaticky změnit. Z tohoto důvodu mnoho zařízení umožňuje přidat sílu buď na kolenu nebo na kotníku[37].



Obr. 21: Představuje úhly, momenty a síly nohy ohýbané/prodlužované klouby během cyklu chůze, začínajícím a končícím na patě. Data jsou průměrná, křivky ze sedmi pokusů[5].

3.2 Exoskeleton

3.2.1 Historie exoskeletonu

První zmínka o zařízení podobajícím se exoskeletonu byla v roce 1890, kdy byl udělen na toto zařízení patent Yagnovi[38]. Jeho vynález se skládal z dlouhého luku a listových pružin pracujících souběžně s nohou. Toto zařízení bylo určeno na zvýšení výkonu při běhání a skákání. Každá noha byla zapojena k účinnému mechanismu přenosu hmotnosti těla se zemí a na snížení síly, která přenáší postoj nohou. Paralelní skákající noha byla navržena tak, aby v zájmu odblokování umožnila biologické noze se svobodně ohýbat a umožnit, aby noha volně dosedla na zem. Přestože Yagnův mechanismus bylo navrženo, aby zvýšil výkon běhu, zařízení nebylo nikdy postaveno a úspěšně odzkoušeno.

V roce 1963 Zaroodny z americké armádní Exterior Ballistics laboratory zveřejnil technickou zprávu, kde podrobně popsal svou práci "Silové ortopedické doplňky", jeho výzkum začal v roce 1951[39]. Exoskeleton byl určen na zvýšení tělesných schopností vojáků. Zaroodnyho koncepční dokument začal řešit mnohé ze zásadních obtížných aspektů při výrobě tohoto zařízení, jako je přenosný zdroj napájení, snímání a kontrolu a afektovanost biomechanické hybnosti.

3 DOF zařízení se skládá z velkého pneumatického válce, který se připevní na záda (prostřednictvím otočných kyčlí) a končí pod prsty na chodidlu ve speciálně konstruované obuvi. I když jeho návrh nebyl finančně podpořený jeho koncepční dokument má velký význam, kvůli řešení inženýrských komplikací při konstruování exoskeletonu.

Ke konci roku 1960 General Electric Research (Schenectady NY) ve spolupráci s výzkumnými pracovníky na Cornell University a za finanční podpory U.S. Office of Naval Research byl konstruován první prototyp exoskeletonu pro celé tělo. Byl přezdíván "Hardiman". Exoskeleton byl obrovský hydraulicky silový stroj (680 kg, 30 DOFs), obsahoval součástky pro zesilování paží (včetně rukou, ale bez zápěstí) a nohou nositele. Ve srovnání s mnoha jinými exoskeletony bylo záměrem tohoto projektu Hardiman drasticky zvýšit pevnostní vlastnosti uživatele (asi 25:1). Patent podaný v roce 1966 popisuje původní Hardiman[40], který byl mnohem více elegantní a kompaktní než to, co bylo nakonec vyrobeno. I když uspokojivé výsledky byly dosaženy s pažním zesilovačem, problémy s dolní končetinou nebyly vyřešeny. Zařízení pro posílení celého těla nebylo

údajně nikdy zapnuté s člověkem uvnitř. Asi nejvýznamnějším příspěvkem projektu Hardiman bylo, že identifikoval mnohé z nejnáročnějších aspektů tohoto exoskeletonu jako například zdroj napájení. Vytvoření účinných prostředků exoskeletonu je velmi obtížné. V polovině roku 1980, Jeffrey Moore v Los Alamos National Laboratory (Los Alamos, NM) pokračoval v koncepci exoskeletonu pro zvýšení schopnosti vojáků. Inspiroval se Heinlein projektem. Exoskeleton nazval "Pitman"[37]. Ve svém projektu chtěl řešit, problémy, jako je například napájení a realizace. Tato koncepce nikdy neopustila rýsovací prkno v důsledku selhání finančních prostředků, Avšak je nepochybné, že vysadil jedno ze semen výzkumu exoskeletonu. Nezávislý vědec, jménem Mark Rosheim rozšířil Hardiman a Pitman koncepcí[41].



Obr. 22: Yagnův model na podporu chůze[42], General Electric je Hardiman [43], a University of California v Berkeley je exoskeleton BLEEX[44].

3.2.2 Druhy exoskeletonu

3.2.2.1 DARPA Program Exoskeletons

Hlavní impuls pro výzkum exoskeletonů má pocházet z programu sponzorovaného DARPA, který tento program nazval Exoskeleton for Human Performance Augmentation (EHPA). Cílem programu bylo zvýšit schopnosti vojáků v terénu.

Zejména se program zaměřuje na zvýšení výkonnosti vojáků při nosném zatížení. Zvyšuje zatížení, která voják může unést a snižuje únavu vojáků v průběhu zatížení. Program začal v roce 2001 a bude přecházet do Army Program Executive Office Soldier (PEO Soldier) do roku 2008.

Za dobu trvání EHPA programu, pracovaly tři instituce na výzkumu exoskeletonu, a řada dalších institucí, které učinily pokrok v technologii, jako například vytvořením přenosného napájecího zdroje.

1) Berkeley Exoskeleton (BLEEX): Nejvíce viditelný z DARPA programu exoskeletonů byl Berkeley Exoskeleton dolní končetiny (BLEEX). Jedním z rozlišovacích rysů tohoto projektu je, že je energicky autonomní, využívá své vlastní zdroje energie. Kinematika a prvky ovládání exoskeletonu byly navrženy s využitím klinického způsob chůze a analýze dat pro chůzi.

Exoskeleton je ovládán přes obousměrné lineární hydraulické válce namontované v trojúhelníkové konfiguraci s rotačními spoji. BLEEX spotřebuje v průměru 1143 W hydraulickým napájením během chůze po rovině, stejně jako 200 W elektrické energie pro elektroniku a ovládání. Naproti tomu podobně velký 75 kg člověk spotřebuje přibližně 165 W metabolickým napájením během chůze při chůzi po rovině.

Další studie zjistily, že elektrické motorové ovládání výrazně snižuje spotřebu energie během chůze po rovině v porovnání s hydraulickým ovládáním.

Hmotnost provedení elektrického ovládání je ovšem přibližně dvakrát větší než hydraulické ovládání (4,1 kg versus 2,1 kg).

Kontrolní systém pro BLEEX se snaží minimalizovat využití smyslových informací člověka a místo toho využívá hlavně senzorické informace z exoskeletonu.

Kontrolní systém využívá informace z 8 kodérů a 16 lineárních akcelerometrů, který určuje úhel, úhlovou rychlost a úhlové zrychlení z osmi ovládaných spojů.

V zájmu dosažení cíle energeticky autonomních exoskeletonů bylo značné úsilí investováno při vývoji hybridního hydraulicko-elektrického přenosného napájení. Pokud jde o výkonnost, uživatel nosící BLEEX může při chůzi 0,9 m/s nést zátěž až 75 kg a také může chodit s rychlostí až 1,3 m/s bez zatížení. Druhá generace z Berkeley exoskeleton je v současné době v testování. Nové zařízení je zhruba o polovinu lehčí než původní zařízení exoskeletonu (~ 14 kg [28]), částečně z důvodu provedení elektrického pohonu s hydraulickým převodem systému.

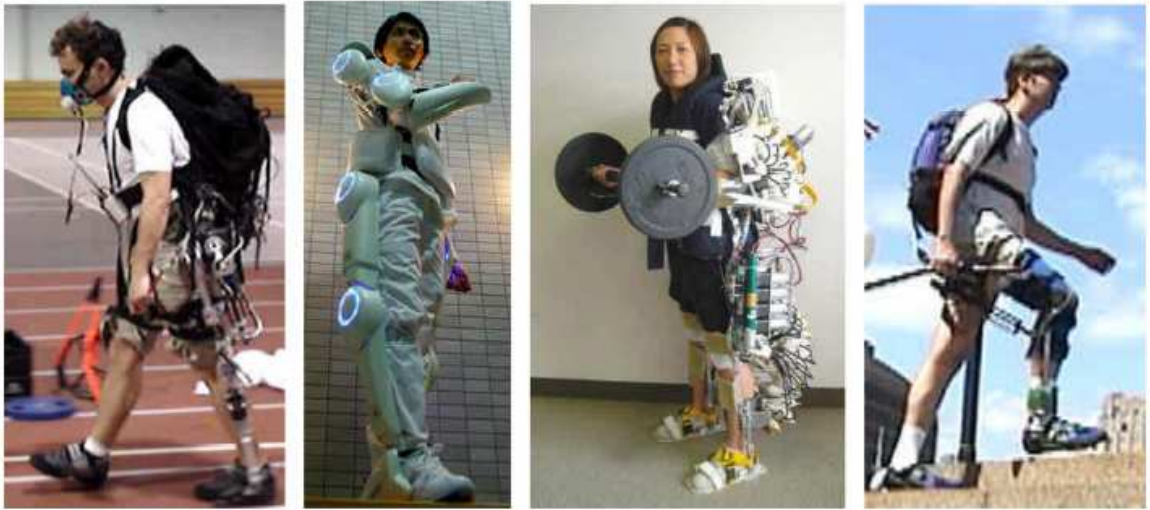
2) *Sarcos exoskeleton*: V Sarcos Research Corporation (Salt Lake City, UT) pracují na exoskeletonu pro celé tělo.

Energetically Autonomous Robot (WEAR) v DARPA EHPA program. Jak už název naznačuje, že Sarcos exoskeleton je také energicky autonomní, nese svůj vlastní zdroj napájení, podobně jako v Berkeley exoskeleton. Sarcos exoskeleton má pokročilé hydraulické ovládaní. Avšak namísto lineárních hydraulických akčních členů, Sarcos exoskeleton používá rotační hydraulické akční členy, které se nachází přímo na silových kloubech zařízení. Při vývoji Sarcos exoskeletonu se museli dlouhou dobu zabývat vývojem zařízení napájecích zdrojů a servo-ventilů pro účinné hydraulické brzdy. Sarcos exoskeleton využívá sílu snímanou mezi robotem a uživatelem. Sarcos exoskeletonu je údajně úspěšný a prokazuje to řada působivých prvků: úplná struktura zatížení 84 kg, rychlost chůze 1,6 m/s, nosnost na zádech 68 kg a na rukách 23 kg.

Po DARPA EHPA program skončil, Sarcos se podařilo dosáhnout velkého množství dalších finančních prostředků prostřednictvím Army Peo Soldier a pokračovat v rozvoji jejich koncepce exoskeletonu.

3) *MIT Exoskeleton*: Polo-pasivní exoskeleton byl zkoumán v Biomechatronics Group na Massachusetts Institute of Technology Media Laboratory v rámci druhé fáze projektu DARPA EHPA . Tato koncepce se snaží využívat pasivní dynamiku lidské chůze a vytvořit tak lehčí a účinnější exoskeleton. MIT exoskeleton používá polo-pasivní základy, které nepoužívají žádné akční členy pro sčítání síly v kloubech. Návrh závisí zcela na řízeném uvolňování energie uložené v pružinách během (negativní síla) fáze pěší chůze. Polo-pasivní prvky exoskeletonu (proměnlivé pružiny a tlumiče) byly zvoleny na základě analýzy kinematiky a kinetiky lidské chůze.

Kolena z MIT exoskeletonu se skládají z variabilních tlumičů, které kontrolují spotřebovanou energii v určitých úrovních cyklu celé chůze[37].



Obr. 23: MIT exoskeleton v průběhu metabolických testování [45], HAL-5 exoskeleton [46], zdravotní sestra pomocí exoskeletonu zvedá čínku, kterou by sama nikdy nezvedla. [43] RoboKnee [44].

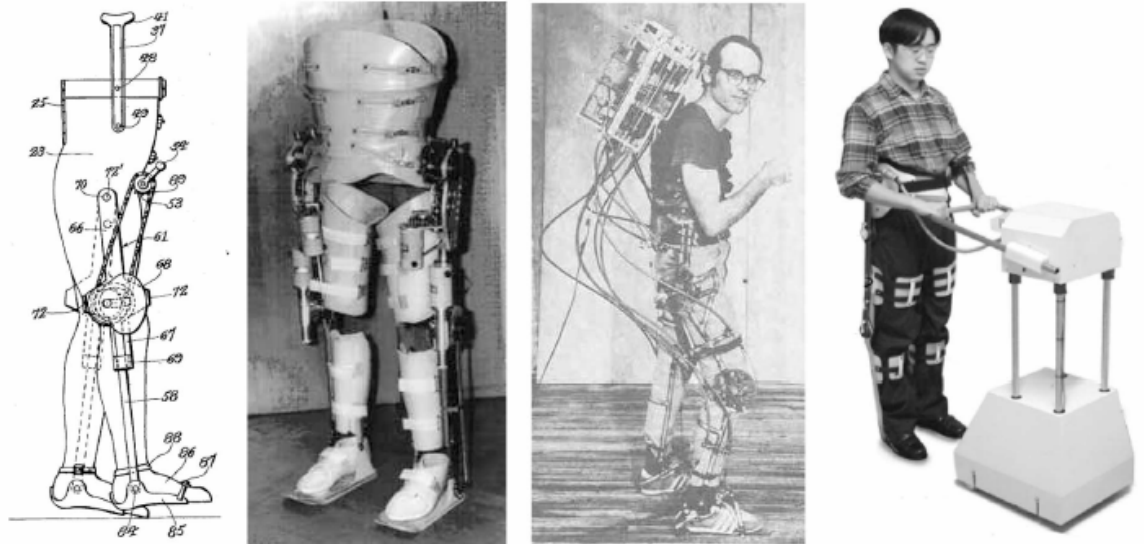
3.3 Aktivní ortézy

Ortézy jsou zařízení, která poskytují aktivní pomoc lidem, kteří trpí některým druhem postižení nohou ovlivňujících jejich hybnost. Skutečnost, že dolní končetiny O & P zařízení nemůžou modulovat tuhost pružiny a hnací sílu způsobuje mnoho problémů pro handicapované. Jedním z problémů je rovnováha. Není neobvyklé že lidé, kteří trpí postižením dolních končetin často padají, zejména při pokusu o chůzi po nepravidelných terénech. Nedávné studie naznačují, že bilance by se zlepšila, pokud by O & P kotníky mohly tuhost upravovat při reakci na změny terénu. V roce 1997, vědci v Berkeley zjistili, že změny tuhosti v kolenu a kyčli měly malý vliv na celkovou ztuhlost dolních končetin, ale měnící se tuhost kotníku o 1,75-krát způsobilo zvýšení tuhosti nohou o 1,7-krát, což naznačuje, že kotník impedance kontroly je velmi důležitý mechanismus pro zjištění variant tuhosti nohou. Přestože to ještě není jasné, proč lidský kotník mění tuhost nohou. Výzkumní pracovníci začali spekulovat nad tím, že kotník impedance dokáže optimalizovat hladkost a stabilitu při chůzi po dvou. Přestože určitá zlepšení v chůzi byly pozorovány s variabilními koleními tlumiči, problémy stále přetrvávají. Variabilní kolenní tlumiče nabízejí jen málo k žádanému zlepšení v chůzi.

3.3.1 Aktivní ortézy v minulosti

Dřívější aktivní ortézy byly v podstatě standardní vzpěry, které byly vytvořeny, aby poskytly aktivní pomoc. První zmínka o tomto zařízení je americký patent z roku 1935. Zařízení bylo v podstatě výztuha nohy s pístovým návrhem na kolena. Klika uložená v kyčli byla použita k navíjení krouťícího momentu umístěného na kolenním kloubu, které poháněly pomocí společných přednastavených pohybů. Nositel díky této klice, která přenášela pohyb na kolena mohl chodit.

První ovladatelná aktivní ortéza, která byla hydraulicky ovládaná se datuje k roku 1942 pro sčítání síly z kolene a kyčelního kloubu.



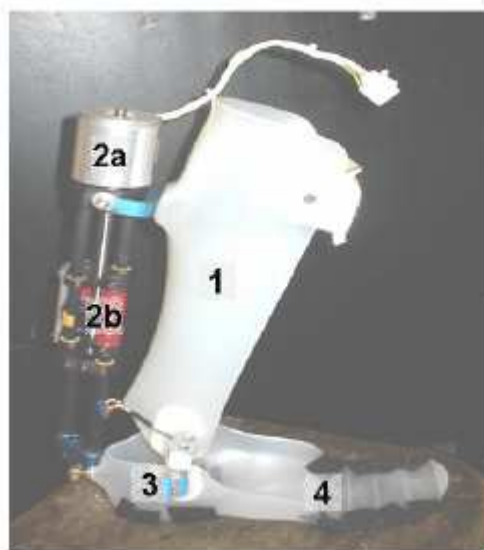
Obr. 24: Cobb's "wind-up" ortéza , Pupin Institute "complete" exoskeleton, Wisconsin exoskeleton, a Sogang ortézy.

Další zařízení bylo ovládáno hydraulickými ventily na kabelech, otevíráním a zavíráním napomáhalo chůzi. Propojení systému se aktivovalo v určitých společných úhlech chůze cyklu. Jeden z prvních patentů z roku 1951 popisuje podobné pasivní zařízení, které používá pružiny a kolíky na zamykání a uvolnění kloubů v různých fázích nositelovy chůze.

3.3.2 Aktivní ortézy - dnes

Poháněná koleno-nožní ortéza

Pro umělé náhražky není jednoduché napodobit biologické funkce během chůze. Ortoticko-protetická zařízení musí společně regulovat impedanci a hnací sílu. Tato ortéza je určena lidem, kteří mají určité svalové postižení nohy, například způsobené mozkovou obrnou, roztroušenou sklerózou nebo traumatickým zraněním. Tato poháněná ortéza používá lokální mechanické senzory nepřímé měřidla používaných cílů. Na poháněné ortézy se používá silou ovladatelná převodovka a kontrolní algoritmus založený na biomechanickém modelu běžného kotníku. Ovladatelná převodovka je připojena na ortézu se servopohonem a začleněna se zdrojem v sérii s elektrickým motorem jako šlacha v sérii se svalem. Na poháněné ortézy se využívá místní mechanické snímače jako nepřímé opatření uživatelova záměru. Těchto smyslových údajů se pak využívá ke kontrole impedance kotníku během postoje a postoje kotníku během houpavé fáze chůze.



Obr. 25: poháněná kotník-noha ortéza. S použitím série-elastické převodovky se tuhost hlezenního kloubu, upravuje z kroku na krok.

Kotník-noha ortéza (1) elastická převodovka, která je složena z motorového a kuličkové šroubu (2a) elastická série (2b), potenciometr uhlavého senzoru (3), kapacitní silový snímač (4).

Ovládání spouštění a přenos hraje dominantní roli v určování dynamické výkonnosti O & P zařízení. Svaly tvoří značný podíl biologických končetin, určují tvar a hmotnost. Ve snaze duplikovat formu a funkci končetiny má smysl používat pohonné jednotky, které

jsou podobné přírodním svalům. I když není možné vyhotovit přesnou kopii přírodních svalů, v každém ohledu, je zapotřebí, aby odpovídaly těmto vlastnostem přírodních svalů, které zajišťují robustní a adaptivní hybnost, stejně jako ty faktory, které ovlivňují vzhled a pohodlí. Zejména přírodní svaly jsou víc než jen motor (síla a pohyb výrobku). Svalovina je také úschovna energie (zdroj) a pohlcovačem energie (tlumič). Navíc slouží k optimalizaci metabolického hospodářství při chůzi, energie a skladování absorpční vlastnosti (a schopnost modulovat tyto parametry), jsou schopné reagovat na neznámé poruchy.

Níže je uvedeno srovnání materiálů vhodných na výrobu umělých svalů a přírodního svalu.

Actuator Type (specific example)	Typical (Max.) Strain (%)	Typical (Max.) Stress (MPa)	Typical (Max.) Specific Elastic Energy Density (J/g)	Typical (Max.) Elastic Energy Density (J/cm ³)	Typical (Max.) Avg. Specific Power Density at 1 Hz (W/g)	Peak Strain rate (%/s)	Elastic Modulus (MPa)	Est. Max. Efficiency (%)	Relative Speed (full cycle)
NATURAL MUSCLE Mammalian Skeletal Muscle	20 (40)	0.1 (0.35)	0.041 (0.08)	0.041 (0.08)	0.041 (0.08)	> 50	10–60	20%	Medium
ELECTROACTIVE POLYMER									
Dielectric elastomer	25 (> 300)	1.0 (7.0)	0.1 (3.4)	0.1 (3.4)	0.1 (3.4)	> 450	0.1–10	60–90	Med. - Fast
Electrostrictive Polymer	3.5 (7.0)	20 (45)	0.17 (> 0.53)	0.3 (> 1.0)	0.17 (> 0.53)	> 2000	400–1200	60–90	Fast
Electrochemo-mechanical Conducting Polymer	2 (20)	5 (200)	0.1 (1.0)	0.1 (1.0)	0.1 (1.0)	1	200–3000	< 5	Med. - Slow
Ionic Polymer Metal Composite	0.5 (3.3)	3 (15)	(0.004)	(0.006)	0.004	3.3	50–100	1.5–3	Med. - Slow
Mechano-chemical Polymer/Gels (Polyelectrolyte)	> 40	0.3	0.06	0.06	< 0.06	< 1	?	30	Slow
Piezoelectric Polymer (PVDF)	0.1	4.8	0.0013	0.0024	0.0013	?	450	60–90	Fast
OTHER									
Liquid Crystal Elastomer (Thermal)	19 (45)	0.12 (0.45)	0.003 (0.06)	0.003 (0.06)	< 0.003	37	0.3 – 4	< 5%	Slow
Shape Memory Polymer	100	4	2	2	< 0.2	?	?	< 10	Slow
NONPOLYMER ACTUATORS									
Electromagnetic									
Direct (Voice Coil)	50	0.10	0.003	0.025	0.003	> 1000	NA	> 80	Fast
Motor/transmission	50	NA	NA	NA	0.5	< 200	NA	> 50	Medium
Piezoelectric									
Ceramic (PZT)	(0.2)	(110)	(0.013)	(0.10)	(0.013)	> 1000	25,000–70,000	> 90	Fast
Single Crystal (PZN-PT)	(1.7)	(131)	(0.13)	(1.0)	(0.13)	> 1000	9000	> 90	Fast
Shape Memory Alloy (TiNi)	> 5	> 200	> 15	> 100	< 15	300 (one direction only)	20,000–80,000	< 10	Slow
Thermal (Expansion)	1	78	0.15	0.4	< 0.15	Depends on heat transfer	> 70,000 (varies)	< 10	Slow
Magnetostrictive (Terfenol-D, Etrema Products)	0.2	70	0.0027	0.025	> 0.0027	> 1000	40,000	60	Fast

Obr. 26: Srovnání kandidátů na umělý sval se svalem lidským.

Elektrochemické polymery zahrnují oba vodivé polymery a iontové polymerní kovové kompozity. Také oni jsou do značné míry omezení relativně pomalou a obtížně dosažitelnou změnou velikosti. Dále pak elektromechanické spoje elektrochemických

svalů jsou velmi nízké, což naznačuje, že je obtížné dosáhnout vysoké účinnosti potřebné pro O & P zařízení. Napětí elektrochemických svalů je obvykle několik procent, ale může být vyšší jak 10 %.

Tepelně reagující polymery zahrnují polymery s tvarovou pamětí polymery a fázové změny materiálů jako je kapalný krystal elastomeru. Takové materiály jsou schopny snášet velké změny napětí, ale jejich rychlost odezvy je obvykle pomalá a také celková energetická účinnost je velmi nízká.

Elektroaktivní polymery zahrnují elektrostriktní polymery, které snáší tvarové změny v důsledku změn krystalické fáze v přítomnosti elektrického pole. Stejně jako dielektrické elastomery obsahují kaučukovitý izolátor, který snáší tvarové změny v důsledku elektrostatických sil náboje na jejich měkkých elektrodách. Napětí na elektrostriktních polymerech může být vysoké asi 5%. Napětí dielektrických elastomerů může překročit 100% zdvojení. Elektroaktivní polymery mají několik dalších vlastností, díky nimž jsou velmi atraktivní pro O & P nožní systémy.

Elektroaktivní polymery jsou schopny reagovat rychle. Snad nejvíce významné je to, že mohou překročit svým špičkovým výkonem přírodní sval, což umožní vyrobit zařízení, které bude velikosti a hmotnosti srovnatelné s přírodním svalem dolní končetiny. Tuhost dielektrických elastomerů je podobná jako přírodního svalu, ale tuhost elektrostriktních materiálů je více než o řád větší.

Vzhledem k tomu, že elektroaktivní polymery mají rychlé reakce, síla a napětí těchto materiálů může být elektricky ztlumena řídicí tuhostí.

Akční členy, které již mají tuhost v požadovaném pracovním rozsahu mají jednoduché a robustnější ovládání, protože tyto akční členy mohou jednodušeji reagovat na vysoce frekvenční otřesy nebo poruchu. Ve své podstatě kompatibilní akční členy můžou být použity v protichůdné dvojici modulace společně s tuhostí. Tím bude získán širší rozsah, než je možné pouze s jedním servopohonem.

Vzhledem k tomu, že elektroaktivní polymery mají vysoké elektromechanické spoje mohou být také provozovány jako generátory. Proto mohou být použity v semi-aktivních režimech, aby poskytla tlumení nebo pohlcení energie (bez nutnosti dalších tlumících částí). Tento způsob provozu by mohl být použit také k znovu nabití některé z elektrických energií na sval. Je možné použít i měkké viskoelastické polymery souběžně s akčními členy a tím přidat více pasivního tlumení.

Akční členy dielektrických elastomerů ukazují některé vyhlídky jako umělé svaly na O & P zařízení. Tyto akční členy byly tvořeny do válcových cívek, které mají napětí, tvar a výkon podobný přírodnímu kosternímu svalu. Takové akční členy působí jako dvouhlavý kosterní sval ruky, i když konkrétní akční člen byl menší, než bylo žádoucí.

Obrázek č. 3 ukazuje fotografii tohoto zařízení. Tyto menší akční členy můžeme rozdělit podle zvyšujícího se napětí a síly, mnoho jednotlivých svalů je složeno z paralelních vláken, které tvoří série zatahovacích jednotek[49]



Obr. 27: Válcovaný dielektrický elastomer působí jako biceps na lidském kosterním svalu. Elektroaktivní polymer působí za vysokého napětí a nízkého proudu. Vysoké napětí musí být izolováno od uživatele.

Nicméně, potenciální nebezpečí vysokého napětí může být značně sníženo tím, že se omezí

použitelný proud. Například, provoz ze 100 W na 5000 V (typická maxima pro dielektrický elastomer), vyžaduje pouhých 20 mA- a bez smrtících účinků částku[49]

ZÁVĚR

Lidský sval je dokonalým zařízením, které umí přeměňovat přímo chemickou energii na mechanickou a tím uvést sval do pohybu. Díky svým neuvěřitelným vlastnostem, dokáže zabezpečit polohu lidského těla i jeho vnitřních orgánů, udržet ve svalu energii, tuto energii později uvolnit a také je zdrojem tepelné energie. Dokáže velmi rychle reagovat na vnější podněty a nedochází u něho k degradaci neboť se dokáže regenerovat.

Tímto významným spojením všech vlastností dohromady se stal inspirací mnoha výzkumných pracovišť. Lidé neustále hledají různé předměty, které by jim usnadnily práci. Výjimečným nápadem se tedy stal sval, který by byl vyroben synteticky a svým složením, vlastnostmi a funkcí by dokázal napodobit sval lidský. Tento sval byl vyroben a stal se nenahraditelným pomocníkem v mnoha odvětvích a aktuálním tématem vědeckých pracovišť, které se dále podílejí na jeho zdokonalování.

Umělý sval je velmi výjimečný pohon. Má obrovský potenciál stát se významným činitelem v mnoha aplikacích. Jako pohon našel využití v technologiích, kde nebylo možno použít již dosavadní klasické pohony, nebo tyto pohony nedostačovaly. A proto se aplikace umělého svalu neustále rozšiřuje do dalších a dalších odvětví.

Významným pohonem se stal v automobilovém průmyslu, při výrobě spotřební elektroniky, při výrobě energie, ale také jako pohon v lékařství.

Mě velmi zaujala aplikace v ortoticko-protetických zařízeních neboť po prozkoumání trhu v České republice mohu konstatovat, že handicapovaní lidé tu nemají mnoho možností na to, aby mohli žít plnohodnotnějším životem bez bariér. Proto si myslím, že výzkum těchto zařízení na pomoc handicapovaným lidem by se měl ubírat dál a snad se dál ubírat bude, aby tyto výjimečné zařízení jako jsou například aktivní ortézy nebo protézy byly zpřístupněny širšímu okruhu lidí.

Umělý sval má svou minulost, přítomnost a s jistotou mohu říct, že bude mít o budoucnost.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] Svalová soustava[cit. 2008-5-5]. Dostupné z www :
<http://www.seminarky.cz/Svalova-soustava-9812>
- [2] Obrázek 1: Funkce svalů v ruce[2008-3-12]. Dostupné na www:
http://zdravi.medicentrum.com/ed/0/pi/human_body/?page=1023
- [3] Obrázek 2: Popis kosterního svalu[2008-5-5]. Dostupné na www:
<http://medicina.ronnie.cz/c-1349-makroskopicka-stavba-svalu.html>
- [4] Pneumatický umělý sval [cit. 2008-4-14]. Dostupné z www:
<http://kipl.fjfi.cvut.cz/cz/SMAM/sylabus.pdf>
- [5] McKibbenův pneumatický sval v robotice [cit. 2008-12-5]. Dostupné z www:
www.atpjournal.sk/casopisy/atp_03/pdf/atp-2003-2-62.pdf
- [6] Kalvoda R., Chemické listy 94, 215, 2000.
- [7] Unverdorben O. : Ann.Phys. 8, 397, 1826.
- [8] Fritzsche J.: Bull. Sci.Acad.Imp.Sci.St.Petersb.7,161 (1840) aj.Prakt. Chem.20,453,
1840.
- [9] Letheby H.:J.Chem.Soc. 15,1561, 1862.
- [10] Green A. G., Woodhead A. E.: J.Chem.Soc. 97, 2388, 1910.
- [11] Stejskal J., Kratochvíl P., Jenkins A.D. : Collect. Czech. Chem. Commun. 60, 1747,
1995.
- [12] Prokeš J., Stejskal J., Omastková M.: Polyanilin a polypyrrol – dva představitelé
vodivých polymerů. In: Chemické listy 95, 484-492, 2001
- [13] Dennstedt M.,Zimmermann J.: Chem. Ber. 20, 857, 1887.
- [14] Angeli A., Alessandri L.: Gazz. Chim. Itsl. 46, 283, 1916.
- [15] Diaz A.S.,Kanazawa K.K.,Gardini G.P.: J. Chem. Soc., Chem. Commum. 635,1979.
- [16] Kanazawa K.K., Diaz A. F., Gleiss R. H.,:J. Chem. Soc.,Chem. Commum. 635, 1979.
- [17] Kanazawa K.K.,Diaz A. F., Gill W. D., Grant P. M., Street G. B., Gardini G. P., Klak

- J. F.: Synth. Met. 1, 329, 1980.
- [18] Gardini G. P.: Adv. Heterocycl. Chem. 15, 95, 1973.
- [19] Vodivé polymery [cit. 2008-2-15] Dostupné z www:
www.vesmir.cz/soubory/2001_V035-038.pdf
- [20] Okabayashi K., Goto F., Yoshida T.: Synth Met., 18,365, 1987.
- [21] Kertesz M., Vonderviszt F., Pekker S.: Chem. Phys. Lett., 90, 430, 1987.
- [22] Baughman R.H., Murthy N.S., Eckhardt H., Kertesz M.: Phys. Rev. B, 46, 10 515, 1992.
- [23] Baughman R.H.; Synth. Met.,78, 339-353, 1996,
- [24] Mott N.; Conduction on Non-Crystalline Materials, Oxford: Clarendon Press, 1987.
- [25] Sheng P.; Fluctuation-induced tunneling conduction in disordered materials: Physical Review B, 21, 2180-2195, 1980.
- [26] See for instance: National electric Code Handbook, Delmar Publisher, 1993.
- [27] Umělé svaly[cit.2008-5-12] Dostupné na internetu:
<http://www.21.stoleti.cz>
- [28] Ku CC, Liepiens R.: Electrical properties of polymers, London: Hanser, 1987.
- [29] Jager K. M., McQueen D.H., Vilčáková J.: Physics D-Applied Physics 2002;35(10);1068(2002).
- [30] Ajayn P.M., schadler L.S., Braun P.V.: Nanocomposites Science and technology, Wiley- VCH Verlag GmbH and Co. KGaA, Weinheim, 2004.
- [31] Paligová M, Vilčáková J, Sába P. Křesálek V., Stejskal J., Quadrat O.: Physica A, 335- 421, 2004.
- [32] Vilčák P.; Elektrické vlastnosti polymerních kompozitů: Plasty a kaučuk 68, 3-4, 2008.
- [33] Umělý sval: [cit 2008-2-15] Dostupné na www:
<http://www.artificialmuscle.com/>

- [34] Herr H., Kornbluh R.: New horizons for orthotic and prosthetic technology: artificial muscle for ambulation [cit. 2008-2-12] Dostupné na www:
http://biomech.media.mit.edu/publications/ArtificialMuscle_O&P.pdf
- [35] Rose J., Gamble J.G.: Human Walking, 2nd ed. Baltimore, MD: Williams and Wilkins, 1994.
- [36] Popovic M., Goswami A., Herr H.; Ground reference points in legged locomotion: Definitions, biological trajectories and control implications, Int. Robot. Res., Vol. 24, no.12, pp. 1013-1032, 2005.
- [37] Dollar A. M., Herr H.: Lower Extremity Exoskeletons and Active-Orthoses: Challenges and State-of-the-Art [cit. 2007-12-22] Dostupné na www:
<http://ieeexplore.ieee.org>.
- [38] Yagn N.; Apparatus for facilitating walking, running and jumping, U.S. Patents 420 179 a 438 830, 1997.
- [39] Zarodny S.J.; Bumpusher-A powered aid to locomotion, U.S. Army Ballistic Res. Lab., Aberdeen Proving Ground, MD, tech. Note 1524, 1963.
- [40] Mizen J.N.; Powered exoskeletal apparatus for amplifying human strength in response to Normal body movements, U.S. Patent 3 449 769, 1969.
- [41] Rosheim M.E.: Man-amplifying exoskeleton, Proc. SPIE Mobile Robots IV, Vol. 1195, 402-411, 1989.
- [42] Donelan J.M., Kram R. Kuo A.D.: Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking, J. Exp. Biol., Vol. 205, 3717-3727, 2002.
- [43] Fick B.R., Makinson J.B.; Hardiman I prototype for machine augmentation of human strength and endurance: Final report, General Electric Company, Schenectady, NY, GE Tech. Rep., 71-1056, 1971.
- [44] Kzerooni H., Sterger R.: The Berkeley Lower Extremity Exoskeleton, Trans. ASME,

- J.Dyn. Syst. Meas., Cotrol, Vol. 128, 14-25, 2006.
- [45] Walsh C.J., Kendo K., Herr H.: Quasi-passive leg exoskeleton for load-carrying augmentation, Int. J. Hum. Robot. Vol. 4, no. 3, 487-506.
- [46] Kawamoto H., Lee S., Kanbe S., Sankai Y.: POver assist system HAL-3 for gait disorder person, in Proc. Int. Conf. Comput. Helping People Special Needs (ICCHP) (Lecture Notes on Computer Science), Vol. 2398, Berlin, Germany, Springer-Verlag, 2002.
- [47] Yamamoto K., Ishii M., Hyodo K., Yoshimitsu T. Matsuo T.? Development of power Assisting suit (miniaturization of supply system to realize wearable suit), JSME int. J., Ser. C, Vol. 46, no. 3, 923-930, 2003.
- [48] Pratt J. E., Krupp B.T., Morse C.J., Collins S.H.; The RoboKnee: An exoskeleton for Enhancing strenght and endurance during walking, in Proc. IEEE Int. Conf. Robot. Autom., New Orleans, LA, 2430-2435, 2004.
- [49] Herr H., Kornbluh R.; New horizons for orthotic and prosthetic technology: artificial muscle for ambulation[cit. 2008-5-13]. Dostupné na www:
<http://www.media.mit.edu>

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

ATP	Adenosintrifosfát
GL	Glukóza
PAM	Polymerní umělý sval
PPAM	Polymerní umělý sval se záhyby
ROMAC	Robotický akční člen na bázi svalu
PAN	Polyakrilonitril
PVA	Polyvinylalkohol
O&P	Ortotika a protetika
EHPA	Exoskeleton for Human Performance Augmentation
BLEEX	Berkley Exoskeleton
MIT	Massachusetts Institute of Technology

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1: Funkce svalů v ruce: ve stavu uvolnění svalu proužky přesahují přes sebe jenom mírně, ve staženém svalu přesahují přes sebe a zkracují tak délku svalu[2]. Obr. 2: Popis kosterního svalu[3].....	13
Obr. 3: Antagonistické uspořádání s kladkou.....	15
Obr. 4: Oplétaný sval.....	16
Obr. 5: Pneumatický sval s nylonovým opletením.....	17
Obr. 6: Určení koeficientu n a b.....	19
Obr. 7: Závislost síly na zkrácení svalu podle zjednodušeného statického modelu.....	20
Obr. 8: Yarlottův umělý sval.....	22
Obr. 9: Sval typu ROMAC; a) standartní provedení, b) miniaturizované provedení.....	24
Obr. 10: Kukuljův sval.....	25
Obr. 11: Morinův sval.....	26
Obr. 12: Paynterův hyperboloidní sval.....	28
Obr. 13: Kleinwacherův torsní sval.....	29
Obr. 14: Schéma materiálů pro výrobu umělého svalu.....	30
Obr. 15: Polyanilin.....	31
Obr. 16: Formy polyanilinu: polyanilin existuje v základní emeraldinové formě. Emeraldin může být oxidován na pernigranilin nebo redukován na leukoemeraldin. U emeraldinu a pernigranilinu existuje rovněž vždy protonová forma a odpovídající báze.	32
Obr. 17: Polypyrrol.....	33
Obr. 18: Další vodivé polymery.....	38
Obr. 19: Jeden cyklus lidské pěší chůze začínající a končící na patě. Procenta kontaktní akce jsou uvedena jen přibližně v cyklu. Převzato z [35].	45
Obr. 20: (A) Popis jednotlivých anatomických rovin. (B) Graf nohy znázorňuje nohu v klidové poloze	46
Obr. 21: Představuje úhly, momenty a síly nohy ohýbané/prodlužované klouby během cyklu chůze, začínajícím a končícím na patě. Data jsou průměrná, křivky ze sedmi pokusů[5].	48

- Obr. 22: Yagnův model na podporu chůze[42], General Electric je Hardiman [43], a University of California v Berkeley je exoskeleton BLEEX[44]. 50
- Obr. 23: MIT exoskeleton v průběhu metabolických testování [45], HAL-5 exoskeleton [46], zdravotní sestra pomocí exoskeletonu zvedá čínku, kterou by sama nikdy nezvedla. [43] RoboKnee [44]. 53
- Obr. 28: Cobb's "wind-up" ortéza , Pupin Institute "complete" exoskeleton, Wisconsin exoskeleton, a Sogang ortézy.
- Obr. 25: poháněná kotník-noha ortéza. S použitím série-elastické převodovky se tuhost hlezenního kloubu, upravuje z kroku na krok. Kotník-noha ortéza (1) elastická převodovka, která je složena z motorového a kuličkové šroubu (2a) elastická série (2b), potenciometr uhlového senzoru (3), kapacitní silový snímač (4). 55
- Obr. 26: Srovnání kandidátů na umělý sval se svalem lidským. 56
- Obr. 27: Válcovaný dielektrický elastomer působí jako biceps na lidském kosterním svalu. Eektroaktivní polymer působí za vysokého napětí a nízkého proudu. Vysoké napětí musí být izolováno od uživatele. Nicméně, potenciální nebezpečí vysokého napětí může být značně sníženo tím, že se omezí použitelný proud. Například, provoz ze 100 W na 5000 V (typická maxima pro dielektrický elastomer), vyžaduje pouhých 20 mA- a bez smrtících účinků částku[49] 58