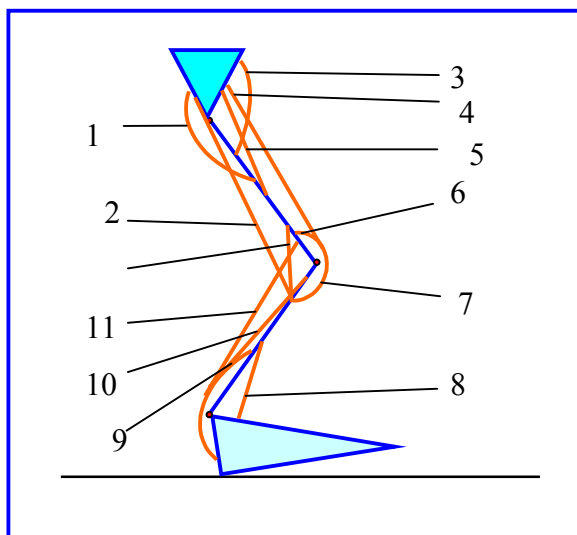


**NAMÁHÁNÍ LIDSKÉ DOLNÍ KONČETINY KOMBINACÍ EXPERIMENTÁLNÍ
A VÝPOČETNÍ ANALÝZY.****THE LOADING OF THE HUMAN LOWER LIMB.**Miroslav Sochor, Miloslav Vilímek¹**Abstract:**

This project presents a biomechanical model of the lower extremity. This model assessed the contact forces and moments in the lower limb joints during the movement of the person. The force relations in the lower limb is to contribute to an optimum design of orthopaedics items and joint replacements. These have been calculated, while applying a limb model (designed as a four-hinge mechanism), from experimentally obtained data concerning: (i) ground reaction forces; (ii) the synchronised limb movement parameters; (iii) the limb sections' moments of inertia; (iv) and the force in muscles.

Model dolních končetin (dále jen DK) prezentovaný touto prací je konstruován tak, aby jeho pomocí bylo možno stanovit zatížení kostí DK. To dále slouží pro stanovení napjatosti modelů kloubů, jejich náhrad a jiných ortopedických pomůcek s končetinou spojených. Následná napětěová analýza (převážně MKP) výrazně přispívá k optimalizaci stávajících kloubních náhrad a pomůcek používaných v kostní chirurgii.



Obr.1: Model mechanismu představující lidskou dolní končetinu.

¹ Doc. Ing. Miroslav Sochor, Csc., Ing. Miloslav Vilímek, ČVUT V Praze, fakulta strojní, Ústav mechaniky – odbor pružnosti a pevnosti, Technická 4, Praha 6, 166 07, sochor@fsid.cvut.cz, vilimek@fsk211d.fsid.cvut.cz

Tento model zahrnuje konkrétní velké svaly se znalostí umístění jejich začátku a konce, a ne pouze ve směru flexe a extenze, ale kompletní prostorové zpracování. Tento model je 3D a vyžaduje vstupní data o prostorovém pohybu končetin, vnější silové účinky působící na končetinu, a deviační momenty segmentů končetiny k jednotlivým osám souřadného systému.

Model dolní končetiny, viz obr.1, Zahrnuje celkem 17 svalů. 1 – m. gluteus maximus; 2 – skupina extenzorů kyčle a flexorů kolena (m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. biceps femoris); 3 – flexory kyčle (m. iliacus a m. psoas major); 4 – m. rectus femoris; 5 – adduktor longus; 6 – hluboká a 2 postranní složky m. quadriceps femoris; 7 – patela a patelární vaz; 8 – m. tibialis anterior; 9 – m. tibialis posterior, m. extensor hallucis longus, m. extensor digitorum longus ; 10 – m. soleus; 11 – m. gastrocnemius.

Každý segment končetiny má svůj lokální souřadný systém, ke kterému jsou vztaženy všechny rozměrové parametry, jako jsou začátky a konce svalů atd.

Vstupní data.

Reakce mezi končetinou a podložkou.

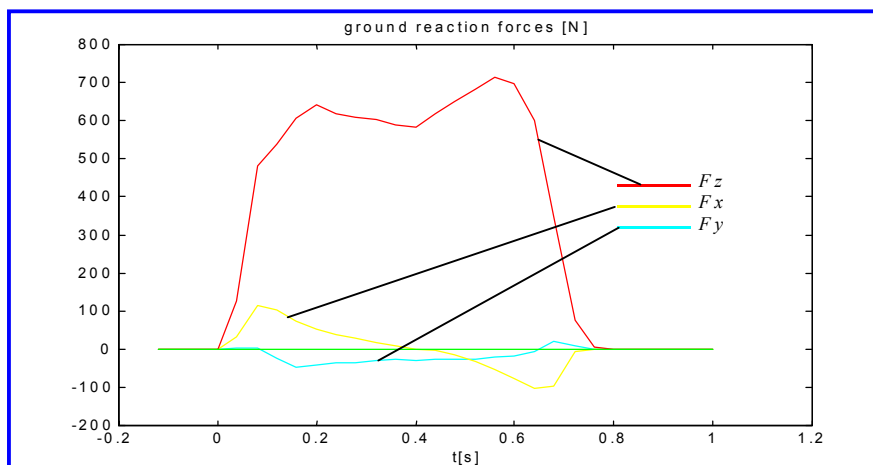
Průběh reakční síly vzniklé mezi končetinou a podložkou, která je ekvivalentní brzdící či odrazové síle vyvolující vlastní pohyb (princip akce a reakce), je závislý na typu lokomoce (chůze, běh, skok, apod.). Je-li podložkou pružná deska, prohýbá se podle toho, jak velká je reakční síla (nesmí u ní však nastat trvalé prohnutí a musí ihned reagovat na každou silovou změnu; nesmí se také projevit možné kmitání desky – musí být patřičně tuhá). Změnu prohnutí je možno zachytit a převést v grafický záznam. Na tomto základě jsou pak sestrojovány měřicí desky obsahující snímače průhybu a tato mechanická změna se převádí (většinou elektricky) do vlastního registračního přístroje, kde je dále podle speciálně vytvořených programů zpracována.

Měřicí deskou při vyšetřování reakce končetiny a podložky při lokomoci, resp. v té části lokomoce, kdy se objekt touto končetinou podložky dotýká, je zařízení švýcarské fy Kistler, jehož deska obsahuje čtyři piezoelektrické snímače průhybu, které produkují elektrické signály v závislosti na své změně polohy, a z jejich kombinace je získávána reakční síla rozložená do tří složek podle zvoleného souřadného systému: i) do svislé složky – závislé na celkovém okamžitém posunutí desky ve svislém směru, ii) složky jejíž směr je shodný se směrem pohybu – závislé na okamžitém natočení desky do směru pohybu, iii) a složky kolmé na směr pohybu – závislé na natočení desky v tomto směru kolmém na směr pohybu.

Při chůzi (u dospělého člověka dosahuje průměrné rychlosti cca 1,6 m/s) nezatížené patologickými vlivy, např. vrozené či po úrazu deformované končetiny aj., má reakce mezi končetinou a podložkou charakteristický průběh, viz obr. 2 (žena, 62 kg, 53 let).

Dominantní je svislá složka, která je tvořena dvěma výraznými maximy na počátku a konci oporné fáze kroku. To koresponduje s dopadem paty (začátek záznamu) a odrazem špičky (konec záznamu) končetiny. U pomalejší chůze je výraznější maximum dopadové, čím je chůze rychlejší tím je dominantnější maximum odrazové. To platí i u složky předozadní, která má sice střídavý charakter ale brzdící (dopadové) a odrazové maximum jsou současně se svislou složkou. Boční složka této reakce má své maximum v průběhu propulze oporové fáze končetiny a je závislá na tom, zda se jedná o končetinu pravou či levou. U běžné nepatologické chůze směřuje laterálně, tj. vně člověka.

Čím je chůze rychlejší, tím je kontaktní doba kratší a hodnoty jednotlivých složek reakce jsou vyšší. Čím je chůze pomalejší, tím je kontaktní doba delší a hodnoty se tím více blíží ke své limitní hodnotě, která nastává při stoji, a měřicí deska tak měří u vyšetřované osoby hmotnost.



Obr.2: Reakce mezi končetinou a podložkou při chůzi člověka o hmotnosti 62 kg,
 F_z – svislá složka, F_x – předozadní složka, F_y – boční složka.

Pokud se nejedná o chůzi, ale o běh, zkracuje se doba kontaktu, a svislá složka má pouze jedno maximum, které má hodnoty 2 až 3 krát vyšší než je tělesná hmotnost vyšetřované osoby.

Kinematické vyšetření končetiny.

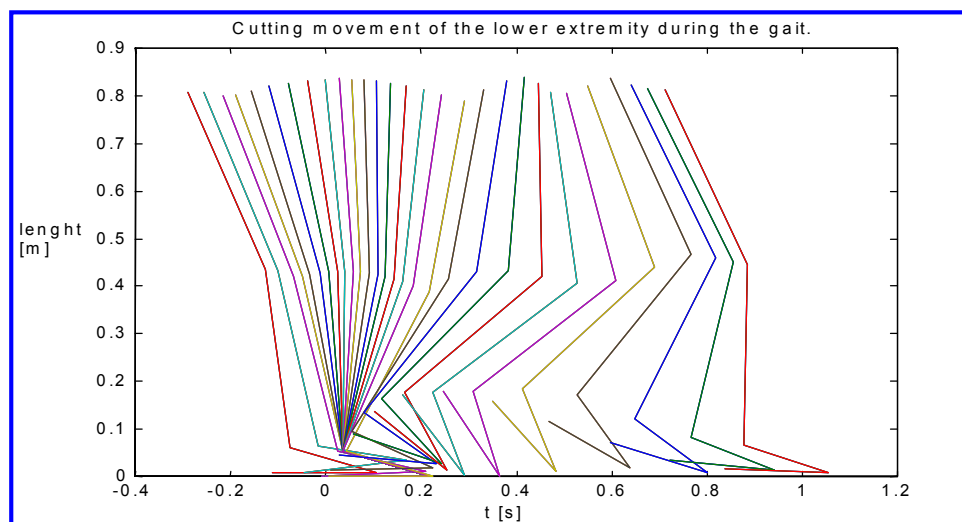
Protože se na první místo neklade příčina pohybu, ale předmětem zkoumání je pohyb jako vnější jev, lze plně využít možností, které pro tento účel poskytují kinematografické metody a metody video analýzy.

Filmové médium umožňuje zachytit průběh pohybu a sledovat dráhu těžiště nebo kteréhokoliv jiného vyznačeného bodu vzhledem k času. Ze závislosti *dráha – čas* lze vypočítat střední rychlost na určitém úseku, nebo okamžitou rychlost v daném okamžiku nebo v daném bodě dráhy.

Vyšetřování může být buď dvou- nebo třírozměrné. Pro komplexní modelování pohybu člověka či modelování pohybu končetin využívaného v klinické praxi jsou nutná vyšetření trojrozměrná.

V experimentech řešených v této práci byla po většinou použita dostupná videotechnika se záznamovou frekvencí 25 Hz, což při jisté dokonalosti kamer vybavených manuálně nastavitelnou clonou a dobou expozice jednotlivých snímků lze použít.

V uskutečněných experimentech bylo třeba udělat obrazový záznam člověka během jeho lokomoce. Body, jejichž trajektorie nás zajímá, jsou: bod dotyku končetiny a měřicí desky, resp. pata a špička nohy – též pokud k dotyku nedochází, dále hlezenní kloub, kolenní kloub a kyčelní kloub. Z trajektorií těchto bodů jsou spočítány trajektorie, rychlosti a zrychlení jakéhokoli bodu končetiny. Tyto body je nutné před pořízením záznamu náležitě označit, aby při vyšetřování pohybu byly viditelné.



Obr.3: Pohyb končetiny – jeden krok (sagitální rovina).

U každého segmentu je znám pohyb dvou bodů, proximální a distální konec (u nohy jsou body tři). Díky této znalosti je určen obecný prostorový pohyb, jenž je dán posuvem referenčního bodu segmentu a sférickým pohybem kolem něj. Referenční body jsou: pata (u nohy), hlezenní kloub (u bérce), kolenní kloub (u stehna).

Každý referenční bod se posouvá od počátku centrálního souřadného systému daného prvním dotykem končetiny s podložkou (prvním dotykem paty). Pro určení trajektorií, a ostatních kinematických parametrů jakéhokoli bodu segmentu se s výhodou použije transformačních matic základních pohybů.

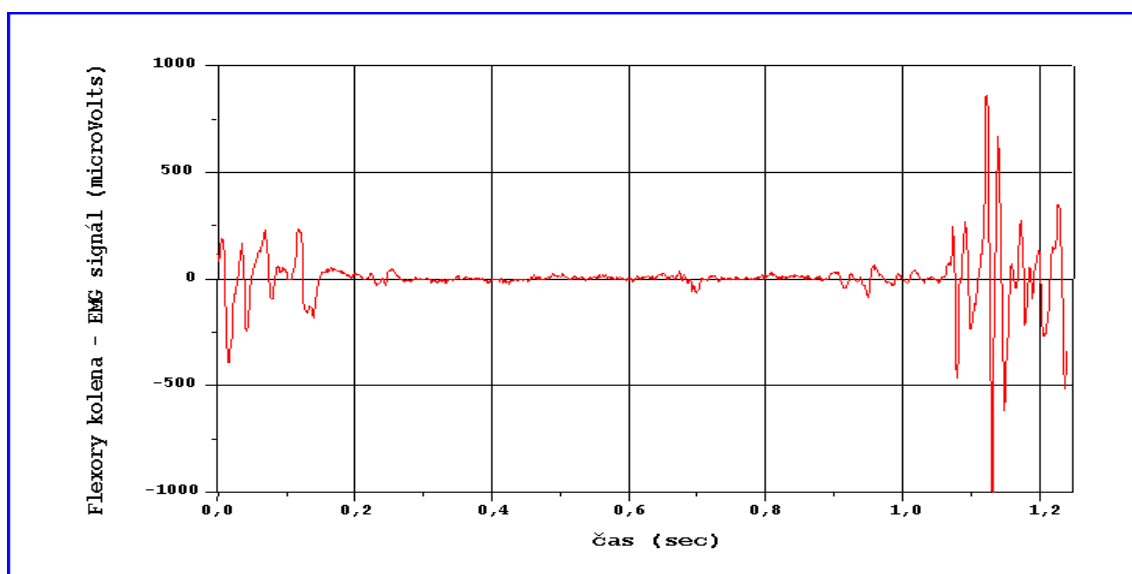
Svalové síly.

Modely končetin řešící namáhání obsažených kostí, nejsou kompletní, pokud v nich není zahrnuto zatížení vyvolané jednotlivými svaly. Stanovit svalové síly nějakou neinvazivní metodou je velmi obtížné, spíše nemožné. Svalové modely za tímto účelem navrhované jsou vždy v nějakém směru zjednodušeny. Zjišťování svalových sil se většinou omezuje na jejich odhadování podle několika zjistitelných parametrů. Nejčastějším a největším parametrem je zjišťování elektrické aktivity svalů (EMG).

Elektrická aktivita svalu je obrazem nervosvalové excitace svalové tkáně na nervový podnět z CNS. Je zobrazením aktivního stavu svalu, kdy dochází ve svalové buňce k transformaci chemické energie na energii mechanickou a tepelnou. Dílčí akční potenciály, které přísluší jednotlivým depolarizačním procesům jednotlivých svalových buněk, interferují v signál, který je snímán na povrchu těla a má charakteristický tvar a průběh. Pro srdeční sval se nazývá elektrokardiogram (EKG), pro kosterní sval elektromyogram (EMG).

Elektrická aktivita svalu je jakýmsi ukazatelem, zda je sval v činnosti či nikoliv, což nelze jinak zjistit, neboť nepohybující se sval může být aktivován a být aktivní v tzv. izotermické kontrakci.

Zjišťuje se tzv. povrchové a vnitřní EMG. Vnitřní se zjišťuje tak, že se jehlové elektrody zavedou do vyšetřovaného svalu, povrchové se zjišťuje pomocí plochých elektrod, které se nalepí na kůži v místě zkoumaného svalu. Jehlová elektromiografie je velmi přesná, zjišťuje přímo elektrickou aktivitu motorických jednotek, bohužel to není metoda neinvazivní a její použití je pouze v odůvodněných případech. Povrchová elektromyografie je méně přesná, není možno stoprocentně nalézt místo odpovídající vyšetřovanému svalu (kůže je pohyblivá) a svaly které nejsou v povrchových vrstvách, jsou prakticky neměřitelné. Povrchová elektromyografie dovoluje na rozdíl od jehlových elektrod globálnější posouzení elektrické aktivity svalu.



Obr.4: EMG flexorů kolena – jeden krok.

Elektrody se lepí kolmo na svalová vlákna. Jeden sval se měří vždy třemi elektrodami, dvěmi měřicími kvůli rozdílu potenciálů, tzv. bipolární svod, a jedna referenční. Používaná technika při vyšetřování svalů pro účely této práce je 8 kanálové telemetrické EMG MTR8 (firma MIE, Ltd.), samolepící diagnostické elektrody Biotabs Ag, předzesilovače EMG 4K.

EMG signál, obr. 4, výborně slouží při detekci začátku a konce aktivní činnosti svalu. Dá se pomocí něj zjistit postupné zapojování svalů účastnících se určitého pohybu.

EMG získané povrchovými elektrodami lze snadno kvantifikovat integrací. Z literatury je známa lineární závislost integrované elektrické aktivity a svalové síly.

Odhad síly produkované svaem je však obtížně řešitelný problém. Svalová síla závisí na rychlosti pohybu úponů svalu, stupni excitace a délce svalu.

Závislost síly F vyvíjené svaem na rychlosti zkrácení v vyjadřuje Hillova rovnice (*) při izotonické kontrakci, kdy dále sval v izometrické kontrakci $v = 0$ vyvine sílu F_0 . Koeficient a má rozměr síly a mění se v relaci se silou izometrické kontrakce F_0 , koeficient b má rozměr rychlosti a je úměrný délce svalu.

$$(F + a)(v + b) = (F_0 + a)b \quad (*)$$

Při modelování svalových sil je důležité synchronně vyšetřovat jak elektrickou aktivitu svalů, tak rychlosti jejich kontrakce. Z poměrného zastoupení elektrických aktivit jednotlivých svalů je usuzován jejich silový podíl v pohybové činnosti.

Vyšetření elektrické aktivity svalových skupin účastnících se aktivně lokomoce je následující. Na vybraná místa jsou nalepeny elektrody, končetina je označena ve svých kloubech. Synchronně s měřením elektrické aktivity je pohyb natáčen kvůli následné videoanalýze pohybu. Jsou získány elektromyogramy z jednotlivých svalových skupin. Do boty vyšetřované osoby jsou dány snímače pro registraci dotyku paty a špičky s podložkou.

Po dalším zpracování EMG záznamu (integrace) je posuzováno poměrné zastoupení svalových skupin na zatížení. Vypočtené zatížení v jednotlivých kloubech je poměrně rozděleno na základě EMG, velikosti svalu, rychlosti kontrakce.

Antropometrické a setrvačné vlastnosti.

Při studiu kinematiky a dynamiky pohybu končetin člověka je třeba znát antropometrické a setrvačné vlastnosti lidského končetin, tj. geometrické středy jednotlivých kloubů (kyčelního, kolenního a hlezenního), dále hmotnosti a polohy těžiště jednotlivých segmentů. Většinou se v praxi, a v představených modelech též, používá modelů lidských kloubů jako jednoduchých dokonalých kloubů se sférickou vazbou s omezením pohybu. Geometrické středy kloubů jsou místa, která zachovávají pevnou polohu vzhledem k oběma pohybujícím se segmentům vytvářejících kloub a ležících na jejich podélných osách.

Konkrétní a komplexní rozměrové parametry lze získat s využitím počítačové tomografie (CT) – kostní tkáň a magnetické rezonance (NMR) – měkké tkáně, omezeně lze použít palpační techniky a důležitá místa nahmatat. Konkrétní setrvačné vlastnosti jednotlivých segmentů by bylo možné experimentálně zjistit z doby kyvu segmentu, v případech zkoumání živých subjektů je to však nemožné.

Závěr.

V poslední době je vyvíjeno mnoho ortopedických pomůcek a implantátů pro léčení nejrůznějších kostních traumat. Při léčení závažných úrazů zůstávají tyto pomůcky v těle po dlouhou dobu, implantované protézy a náhrady většinou po celý zbytek života pacienta. Tělesné komponenty jsou při každodenní činnosti namáhány (silově, tepelně,...) spolu s implantáty.

Aby tyto nově vyvíjené ortopedické pomůcky, většinou konstruované z nových materiálů vynikající svou biokompatibilitou, vydržely mechanickou zátěž, jíž jsou v těle podstoupeny, musí být při jejich vývoji s touto zátěží počítáno. Reálná zátěž je velmi těžko zjistitelná, mnohdy se musí kvůli uspokojujícím výsledkům spojit řada ověřovacích experimentů s mechanickými, matematickými a jinými modely.

V této práci je představen model dolní končetiny, který řeší reakční síly a momenty v jednotlivých jejích kloubech během lokomoce. Tyto slouží jako vstupní data pro výpočet namáhání jednotlivých kostí končetiny (MKP napětíová analýza) a posouzení zatížení některých ortopedických pomůcek s nimi spojených.

Předkládaný model je vyvíjen za bohaté podpory ověřovacích experimentů. V současné době je využíván pro posuzování silových změn nastávajících vlivem změny chůze po implantaci totální náhrady kyčelního kloubu.

Tento projekt je podporován výzkumným záměrem. CEZ:J04/98:210000012 "Transdisciplinární výzkum v oblasti biomedicínského inženýrství", a č.VS 96 045 "Laborař Biomechaniky člověka".