SIMULACE MĚKKÝCH TKÁNÍ PRO POČÍTAČOVOU ANIMACI OBRATLOVCŮ
SOFT TISSUE SIMULATION FOR COMPUTER ANIMATION OF VERTEBRATES

Ing. Martin Dobšík, Brno TU, Božetěchova 2, Brno 612 66
dobsik@dcse.fee.vutbr.cz

Abstract

Frequent topic of current research studies and commercial applications is a modeling, animation and simulation of various parts of a human body. A biomedical applications in this area usually focuses in small part of a body (selected organ) and simulates its functionality with high degree of accuracy using complex models. On the contrary the computer animation concentrates on simplicity of the model and high computing speed. Usually so called "inverse solution" to the motion description is used. The animator defines the trajectory of selected parts of the model; from such motion description the resulting muscle, fatty tissue and finally skin deformations are computed.

This paper reviews currently used techniques for computer animation of vertebrates and proposes the model of a human arm, which allows motion description in "natural way". The model describes motion in terms of muscle activities. Resulting posture changes and surface deformations are obtained via simulation of muscle response due to activation. The model is simply extensible for simulation of other parts of the body.

1 Úvod

Napodobení pohybů živých organismů a zejména pak člověka, je velikou výzvou, která zaměstnává velké myslitele našeho světa od „počátku věků". Ačkoliv je pohyb pro každého z nás naprostou samozřejmostí a mohlo by se zdát, že jeho přesná reprodukce je jednoduchý úkol, jde o problém velice komplexní, který pravděpodobně nebude nikdy uspokojivě vyřešen. Lidské tělo je totiž tvořeno složitým uskupením pevných i měkkých částí, jejichž modelování je velice obtížné.

Počítačová animace obratlovců dnes nachází uplatnění v široké škále aplikací. Po vedením manželů Thalmanovových již dlouhou dobu probíhá vývoj syntetických herců pro filmový a zábavní průmysl [19], ale i pro aplikace virtuální relaity [23]. Uplatnění nachází také v různých simulátorech – leteckých, automobilových, i jiných trenažérů. Speciální modely například lidské tváře jsou určeny pro virtuální telekonferencing, či komunikaci člověka s počítačem [29]. Velice užitečná je počítačová animace (dále jen CA - Computer Animation) sloužící jako prostředek vizualizace virtuálních chirurgických operací [21, 27, 17]. A mnoho dalších. Není proto divu že se tento obor intenzivně rozvíjí již téměř tři desetiletí.

První animace obratlovců používali techniky klasické „papírové" animace (např.: klíčové snímky) doplněné tradičními nástroji počítačové grafiky (dále jen CG - Computer Grapgics) (např.: volné deformace, splajnová interpolace, . . . , blíže například v [33]). Tento způsob je však zdlouhavou rutinní prací, jejíž výsledek je zcela v rukou animátora. O částečnou automatizaci zadávání dynamiky pohybu se snaží metody novější, které definují několikavrstvý model obratlovce. Jeho základem je nosný aparát - zjednodušený model kostry. Kostra je reprezentována tzv. „článkovanou strukturou" (articulated structure) vzájemně vázaných segmentů (segment = kost, vazba = kloub). Kostra je pokryta „vhodnou" reprezentací povrchu živočicha (kůže) a podle složitosti modelu též reprezentací mezilehlých tkání. Pro určení vzájemné polohy jednotlivých článků kostry máme k dispozici propracovaný aparát dopředné a inverzní kinematiky [7, 33].

Hlavním úkolem animačního systému tedy je popsat dynamiku pohybu takového modelu jak na úrovni globálního pohybu větších celků (ruka, noha, . . .), tak také na úrovni deformací povrchu v důsledku svalové aktivity, setrvačných sil a podobně.

2 Historie a současné trendy

Rozličné přístupy k vícevrstvému modelování obratlovců se odlišují především dvěma základními myšlenkami. První z nich je reprezentace mezivrstvy mezi nosným pohybovým aparátem (kostrou) a povrchem těla (kůží). Tato klasifikace je založená především na tom, jaký deformační model je použit k mapování variace úhlů mezi segmenty kostry a deformací povrchu. Převážně používané jsou čistě geometrické, fyzikální a biomechanické modely. Druhým aspektem pro klasifikaci modelů je způsob definice pohybu. Většina systémů definuje nejprve pohyb kostry a z něj odvozuje jaké asi aktivity vnitřních orgánů jej vyvolaly a tudíž jak by asi vypadal odpovídající tvar povrchu těla (*inverzní řešení*). Vzhledem k tomu, že dynamiku pohybu definuje animátor ručně, nemusí vždy výsledný pohyb odpovídat skutečnému pohybu modelovaného živočicha. Animátor může například ruku člověka ohnout do úhlu, který není reálný, či rukou pohybovat rychlostí, kterou žádný člověk není schopen vyvinout a podobně. Tyto nedostatky se snaží odstranit přístup, kdy je simulována činnost vnitřních orgánů pohybového aparátu (svalů) a výsledný pohyb a deformace jsou pak dány reakcí na svalovou aktivitu (*přirozené řešení*).

V tomto odstavci chceme podat stručný přehled význačných existujících systémů a v nich použitých přístupů.

2.1 Geometrické modely

Ačkoliv geometrický přístup k nalezení povrchu těla, díky své jednoduchosti a tudíž malé výpočetní náročnosti, má své významné místo v CG dodnes, byl používán především v prvních systémech. Na jednoduchý model kostry, je „nanesena“ geometrická reprezentace povrchu těla (např. polygonální model). Vztah mezi úhly článků a deformací povrchu je pak zachycen pomocí geometrických pravidel. Vůbec první takovýto model představili manželé Thalmannovi ve filmu *Rendez-vous à Montréal* [19]. Zde použili tzv. „na spoji závislých lokálních deformačních operátorů“ (JLDO) [18], které definovali posuny polygonální sítě povrchu přímo v závislosti na úhlu konkrétního kloubu.

Velmi zajímavý a obecnější přístup použili autoři v systému *CRITTER* [5]. Nepoužili přímých závislostí jako v systému předchozím, ale v závislosti na hodnotách úhlů deformovali pouze mřížku několika bloků *volných deformací* (Free-Form Deformation – FFD viz [33]). V této mřížce pak může být umístěná libovolná reprezentace povrchu (tedy i polygonální).

Dalším zajímavým přístupem je rozšíření technik hierarchického modelování pomocí B-splajnových ploch D. Forseyem na animaci syntetických herců [9].

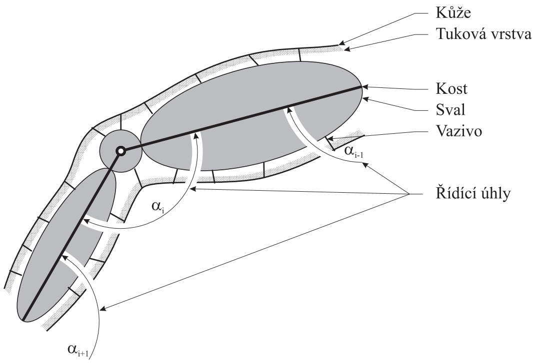
L. Moccozet vyvinul techniku zvanou Dirichletovy volné deformace (Dirichlet Free-Form Deformation - DFFD) speciálně pro animaci lidských rukou [22].

Geometrických závislostí pro řešení CA obratlovců použilo mnoho dalších autorů.

2.2 Fyzikální modely

I zde je převážně nejprve určen pohyb nosného aparátu klasickými technikami. Deformace povrchu se však odvozují na základě fyzikálních zákonů.

Typickým představitelem této skupiny je systém *LEMAN* [30]. V něm použitý model představuje obrázek 1. Kostru zde



Obrázek 1: Vrstvová konstrukce modelu člověka

reprezentuje soustava pevných „tyček“ svázaných klouby. Svaly reprezentují jednoduchá geometrická primitiva – elipsoidy. Tyto „svaly“ jsou pevně vázány na kostru. Tukovou vrstvu tvoří omezení nejmenší vzdálenosti mezi kůží a svaly. Pojivovou tkáň představují hustě rozmístěné úpony s vlastnostmi danými zobecněným Hookovým zákonem (viz např. [14]), které vážou vnější vrstvu pokožky ke svalové vrstvě. Pokožku reprezentuje hustá síť vzájemně vázaných hmotných částic (opět

Hookův zákon). Tato vrstva je vlastně jedinou vrstvou s dynamickými vlastnostmi. Pro soustavu hmotných bodů je sestavena soustava diferenciálních rovnic (odvození vychází z Lagrangeových rovnic pohybu, viz např. [26]) a pro každý snímek animace je simulován pohyb kůže za uvážení faktorů jako je gravitace, setrvačnost, vnitřní tlak, napětí kůže a podobně.

L. P. Nedel a kol. ve své práci taktéž použili systému hmotných bodů, nicméně nyní pro simulaci deformace svalů v závislosti na délce tzv. akční linie [25]. Použili přesných modelů povrchů svalstva získaných v rámci projeku „Visible Human Project“ [1, 10]. Tento model však pro zjednodušení uvažuje pouze povrch svalu a nerespektuje tak některé jeho zcela zásadní vlastnosti jako je konstantní objem. Je tak určen především pro systémy pracující v reálném čase [24].

Pro modelování kontaktu mezi lidskou rukou a okolními objekty v úloze „uchopování předmětů“ použil J. P. Gourret a kol. [11] z mnoha inženýrských oborů dobře známou *metodu konečných prvků* (dále jen MKP) [2, 16, 3, 28]. Objem ruky mezi kostí a kůží rozčlenil na soustavu malých objemových elementů, s dobře specifikovanými mechanickými vlastnostmi. I přesto, že tento model neuvažuje biomechanické vlastnosti tkání pod povrchem, docílil tak velice realistických výsledků.

MKP slouží také jako užitečný nástroj pro simulaci výsledků chirurgických zákroků před jejich provedením. Atoři R. Koch a kol. pomocí MKP úspěšne simulovali plastickou chirurgii obličeje [17].

Díky tomu, že výše zmiňované systémy při simulaci většinou neberou zřetel na skutečná fyziologická omezení plynoucí z anatomie člověka, dochází i zde ke generování nerealistického pohybu.

2.3 Biomechanické modely

K odstranění výše zmíněných problémů se mnozí pokoušejí využít rozsáhlých znalostí z oblasti anatomie a biomechaniky člověka [32, 31, 20].

K velmi přesné simulaci chování svalu použili autoři D. Chen a D. Zeltzer [6] biomechanického modelu svalu na úrovni mikrostruktury (Zajacův model - viz blíže kapitola 3 a [20]) v kombinaci s MKP. Model je schopný věrně reprodukovat jak kontraktilní sílu vyvolanou stimulací svalu nervovým systémem, tak jeho celkovou deformaci vlivem této kontrakce. MKP je však velice výpočetně náročná. Proto tento model není vhodný pro real-time systémy, ale spíše pro účely velmi přesné simulace.

MKP v kombinaci s biomechanickými znalostmi struktury oka posloužila při realizaci chirurugického simulátoru ve virtuální realitě určeného pro simulaci operací oka [17].

V. N. T. Hing se ve své práci [13] poměrně detailně zabývá možností řízení pohybu modelů obratlovců pomocí aktivace svalového systému podněty ze systému nervového. Navrhl pro tyto účely tzv. „musculotendon“ model systému sval-šlacha. Tento model zavádí oproti modelům předešlým [6] mnohá zjednodušení a je proto použitelný i pro simulace pohybu komplikovanějších kosterních systémů v reálném čase. Práce V. Hinga se zabývá také otázkou koordinace pohybů jednotlivých svalů (activation-based control).

Poměrně vyčerpávající popis biomechanických modelů měkkých tkání podává kniha [20].

Z předchozích odstavců vidíme, že o CA obratlovců jeví zájem obdorníci z mnoha vědních oborů a na jejím vývoji se neustále intenzivně pracuje. Nicméně systémy v oblasti čistě počítačové animace dosud stále nabízejí většinou pouze techniky animace klasické, doplněné o fyzikální či biomechanické znalosti nejvýše v několika málo aspektech. Pokusíme se proto v následujících odstavcích ukázat cestu k vytvoření modelu lidské paže zahrnujícího co nejvíce aktuálních poznatků biomechaniky a simulujícího svalovou aktivitu, vlastnosti vaziva, tukové tkáně a také kůže.

Nejprve se však stručně zmíníme o důležitých vlastnostech některých tkání, které budeme uvažovat v našem modelu.

3 Anatomie měkkých tkání

Měkkou tkáň odlišujeme od ostatních pro její flexibilitu – „měkkost“. Jako měkké označujeme tkáně: vazivové, svaly, orgány a mozek [20]. Nás však zajímají především ty z nich, které se nějakým způsobem účastní pohybu těla a jeho deformací, tzn. kosterní svalstvo, šlachy, vazivo a kůže. Modely mechanických vlastností tkání většinou vycházejí z jejich mikrostruktury. Proto následující odstavce pohlíží na zkoumané tkáně především z mikroskopického hlediska.

3.1 Sval a šlacha

Svaly jsou připojeny ke kostem pomocí šlach. Centrální část svalu nazýváme *bříško*, které je zabaleno do tenké *pochvy*, tvořené pojivovou tkání. Šlachy jsou pokračováním této tkáně. Kosterní sval je připojen ke kostem ve dvou bodech: *začátek* (origo) a *úpon* (insertio). Podle strukturálního uspořádání vláken dělíme svaly na *zpeřené* (vláknn uložena ve směru tahu) a *nezpeřené* (vlákna svírají se šlachou *úhel zpeření* α). Sval je v těle upevněn vazivovou tkání - *fascia*, která také svaly podélně rozděluje na svalové *snopce*. Svalová vlákna uspořádaná ve snopcích mají různou délku a jejich obvyklý průměr je $(10-100)\mu m$. Vlákna se zkládají z *myofibryl* (průměr $(1-2)\mu m$) táhnoucích se podél celé jejich délky. Jedno vlákno obsahuje stovky až tisíce myofibril.

Právě na této úrovni začíná diskuze o kontraktilním mechanismu svalu. Myofibrila se zkládá ze *sarkomér* uspořádaných v opakujících se vzorech (délky $(1-2)\mu m$) podél celé její délky. Hlavní dva proteiny svalu – *aktin* a *myozin* jsou uspožádány v pravidelných struktůrách formujících tzv. *filamenta*. *Teorie posuvu filament* říká, že ke zkracování svalu dochází vzájemným posuvem těchto dvou proteinů a ne jejich zkracováním (blíže viz [32, 20]). Dále si všimněme několika charakteristik šlachy a svalu.

f_0^M Maximální *izometrická*[1] aktivní síla, kterou je sval schopen vyvinout. Nejsou v ní zahrnuty, žádné pasivní síly.

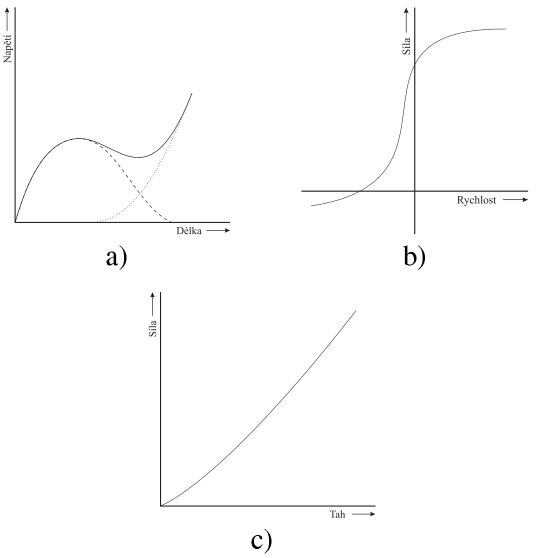
l_0^M Délka, při níž sval vyvine sílu f_0^M. Tato délka je přibližně rovna tzv. optimální klidové délce, která znamená, že protáhneme-li sval na délku větší než l_0^M začne vyvíjet pasivní elastickou sílu.

l_S^T Maximální délka, při níž je šlacha uvolněná a nevyvíjí žádnou pasivní elastickou sílu. Natáhneme-li šlachu na délku větší, způsobíme tak vnitřní pnutí a vyvoláme elastickou sílu.

[1] délka svalu se během kontrakce nemění

v_{max}^M Maximální rychlost zkracování aktivnách svalových vláken. Jestliže se aktivní sval zkracuje rychlostí větší nebo rovnou v_{max}^M, není schopen generovat jakoukoliv sílu. Pasivní elastické síly jsou na v_{max}^M nezávislé.

Silové charakteristiky svalu můžeme získat vykonáním několika experimentů s izolovaným svalem. Budeme-li uvolněný sval natahovat na různé délky a odečítat při tom velikost takto vyvolané síly obdržíme tzv. pasivní elastickou chrakteristiku svalu (viz obrázek 2a) – čárkovaná čára). Křivku obsahující komponenty pasivní a aktivní síly obdržíme podobným experimentem, vykonaným na plně stimulovaném svalu (viz obrázek 2a) – plná čára). Křivkou vypovídající pouze o aktivní síle obdržíme dečtením pasivní křivky od celkové (viz obrázek 2a) – tečkovaná čára). Další experimenty ukázali, že velikost kontraktilní síly závisí také na rychlosti zkracování – viz obrázek 2b).



Obrázek 2: Charakteristiky svalu: a) závislost napětí na délce svalu; b) závislost kontraktilní síly na rychlosti zkracování svalu; c) závislost síly na napětí šlachy

Podobně můžeme obdržet silovou chrakteristiku také pro šlachu (obrázek 2c)). Podrobný popis anatomie a biomechaniky svalu a šlachy můžeme nalézt např. v : [32, 31, 20].

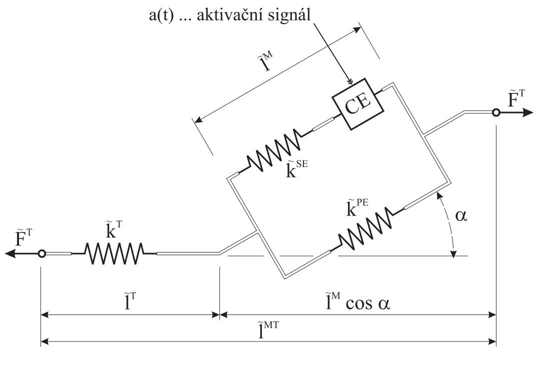
Výše zmíněné charakteristiky zachytil ve svém modelu A. V. Hill. Jeho model však popisuje sval na úrovni myofilament (sarkomér), což pro použití v CG není příliš vhodné. Protože jsou však sarkoméry uspořádány v sérii, můžeme souhrný efekt působení všech sarkomér ve svalu přibližně aproximovat křivkou, která je zvětšením křivky původní. Tedy $f^M \approx nf^S$, $l^M \approx nl^S$, kde n je počet sarkomér ve svalovém vlákně a S indikuje jednotku vztaženou k jediné sarkomeře, tento fakt byl zohledněn v modelu F. E. Zajace, který je upravenou variantou modelu Hillova a je pro naše účely vhodnější. V dalším textu se proto o něm zmíníme podrobněji.

3.1.1 Zajacův model svalo-šlachové jednotky

Tento model je určen pro celý člen „sval-šlacha“. Snado jej můžeme využít pro modelování celých konkrétních svalů. Křivky pro aktivní a pasivní sílu svalu byly získány měřením na samostatném izolovaném svalovém vlákně, takže již neobsahují důsledky spojené se šlachami. V modelu je přímo zahrnut efekt zpeření svalů.

Celý model je parametrizován čtyřmi hodnotami, jejichž význam již byl uveden výše. Jsou to: α, f_0^M, l_0^M a l_S^T.

Aktivní sval je zde reprezentován kontraktilním elementem CE. Sílu vyvinutou svalem pasivním představuje prvek $\tilde{k}^{PE}$. Efekt sériového elastického prvku $\tilde{k}^{SE}$ je sečten s modelem šlachy $\tilde{k}^T$ (viz obraázek 3).



Obrázek 3: Zajacův model svalu

K modelování svalo-šlachového systému odvodil Zajac obecné bezrozměrné funkce. Autoři v [6, 13] reprezentovali křivku aktivní složky síly $active(\tilde{l}^M)$ pomocí interpolační splinové křivky proložené naměřenými body. Křivku pasivní síly pak pomocí této funkce:

$$\tilde{f}^M_{passive} = \begin{cases} 0 & \tilde{l}^M < 1, \\ k_p(\tilde{l}^M - 1)^2 & 1 \leq \tilde{l}^M \leq 1.8, \\ \text{přetržení} & \tilde{l}^M > 1.8 \end{cases} \quad (1)$$

Aktivní síla svalu $\tilde{f}^M_{active}$ je však závislá nejen na délce, ale také na časově proměnné aktivaci a na rychlosti kontrakce:

$$\tilde{f}^M_{active} = a(t)\kappa(v^M)active(\tilde{l}^M), \quad (2)$$

kde $active(l^M)$ je vyjádřena interpolačním splajnem a $a(t)$ i $\kappa(v^M)$ pouze násobí účinky $active(l^M)$. V. Hing použil pro závislost síly na rychlosti (viz obrázek 2 b)) následující vztah:

$$\kappa(v^M) = \frac{1.8}{1.0 + 0.8e^{5.0\frac{v^M}{v^M_{max}}}} \quad (3)$$

Výslednou sílu svalu tak můžeme vyjádřit:

$$\tilde{f}^M = (\tilde{f}^M_{active} + \tilde{f}^M_{passive})\cos\alpha \quad (4)$$

Napětí šlachy vyjadřujeme jako:

$$\sigma^T = \frac{l^T - l^T_S}{l^T_S} = \frac{(l^{MT} - l^M)\cos\alpha - l^T_S}{l^T_S}. \quad (5)$$

Závislost síly na tomto napětí pak reprezentovali někteří autoři [13]:

$$\tilde{f}^T = \begin{cases} 0 & \sigma^T < 1, \\ \lambda{\sigma^T}^3 + \xi{\sigma^T}^2 & 0 \leq \sigma^T < 0.03, \\ m\sigma^T + \gamma & 0.03 \leq \sigma^T < 0.1, \\ 0 & \sigma^T \geq 0.1, \end{cases} \quad (6)$$

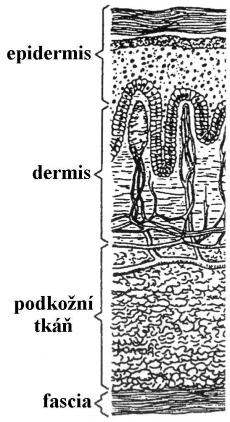
kde prostřednictvím konstant λ, ξ, m a γ přizpůsobíme tvar křivky empiricky naměřeným křivkám.

Pro nalezení výsledné síly generované výše uvedeným svalo-šlachovým modelem pak stačí řešit rovnici:

$$f^M - f^T = 0. \quad (7)$$

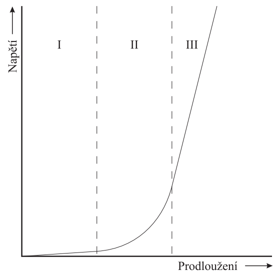
3.2 Kůže

Nejdůležitější funkcí kůže z mechanického hlediska je přidržovat vnitřní orgány na svém místě a poskytovat jim ochranu proti vnějším vlivům. Kůže se zkládá ze dvou vrstev: *epidermis* a *dermis* (viz obrázek 4). Epidermis je velmi tenká vrstva (nejčastěji $(0.07 - 0.12)mm$) zvrstveného *epithelia*. Na některých místech, například na chodidle, může dosáhnou tloušťky až $1.4mm$. Dermis obsahuje víceméně náhodně orientovaná vlákna *elastinu* a *kolagenu*, která jsou zapuštěna v tzv. podkladové substanci.



Obrázek 4: Řez lidskou kůží (převzato z [20])

Tloušťku této vrstvy nelze přesně určit neboť plynule prorůstá do podkožní tkáně. Odhad tloušťky je $(1-2)mm$. Kůže je nehomogenní a anisotropní. Vlákna kolagenu a elastinu mají přece jen jeden směr preferován. V tomto směru můžeme na povrchu kůže pozorovat přirozené linie (tzv. Lagrangeovy linie). Vlákna orientovaná tímto směrem jsou o něco více natažená. Při větších napětích pak kůže vykazuje ve všech směrech podobné vlastnosti. Typickou závislost napětí na deformaci ukazuje obrázek 5. Oblasti I a



Obrázek 5: Typický graf závislosti napětí na deformaci kůže

III jsou lineární. Oblast jedna odpovídá natahování elastinových vláken při malém napětí. Za oblast III jsou odpovědná kolagenová vlákna při vyšších napětích. Nelinearita v oblasti II je způsobena především vypuzováním „tekuté" podkladové substance z prostoru mezi vlákny při jejich natahování.

Vnější vzhled kůže je však také velice závislý na podkožní tkáni, která leží na vazivové tkáni (fascia). Podkožní tkáň slouží jako zásobárna tuků. Při vytváření modelu je tedy třeba brát zřetel i na ni.

4 Animace měkkých tkání

Dalším krokem po kinematické simulaci pohybů kostry musí nutně být jednak začlenění realistického modelování svalů a souvisejících tkání, ale také realistického zobrazování kůže.

Naším cílem je vytvořit model obratlovce vhodný pro realistickou animaci. Vytvořit komplexní model celého obratlovce je nesmírně obtížná úloha. Proto jsme se rozhodli, pro ověření správnosti našich úvah, omezit na animaci lidské paže. V současné době nedisponujeme modelem nasnímaným z reálných dat člověka ani jiného obratlovce, a tak pro zjednodušení použijeme modelů přibližných, vytvořených ručním modelováním v některém 3D kreslícím programu. Toto se týká především geometrie kostry a svalů.

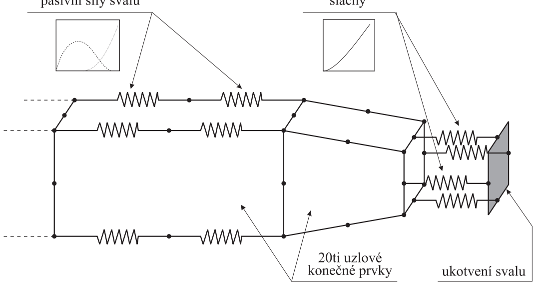
Model rozčleníme do několika vrstev, které přibližně odpovídají vrstvám tkání a orgánů lidského těla:

Kostra

Základ tvoří *nosný a pohybový aparát* – tedy kostra. Ta musí reagovat změnou polohy na silové působení svalů. Pro tyto účely použijeme nástrojů inverzní kinematiky [33, 7, 8].

Svalstvo

Nejdůležitějším prvkem celého modelu je v našem případě *sval*, který v něm tvoří jedinou aktivní jednotku pohybu. Pro jeho modelování jsme se rozhodli použít stejného přístupu jako v [6], tedy metodu konečných prvků. Situaci ukazuje obrázek 6. Objem svalu rozdělíme



Obrázek 6: Generátory síly začleněné do sítě konečných prvků (podle [6])

do konečných prvků – 20ti uzlových

isoparanetrických krychlí. Běžným postupem sestavíme rovnice rovnováhy:

$$\boldsymbol{M}\ddot{\boldsymbol{u}} + \boldsymbol{C}\dot{\boldsymbol{u}} + \boldsymbol{K}\boldsymbol{u} = \boldsymbol{R}(t). \tag{8}$$

Má-li model celkem n uzlů, pak $\boldsymbol{u}$ značí vektor $3n$ uzlových posuvů a vekory $\ddot{\boldsymbol{u}}$ a $\dot{\boldsymbol{u}}$ jeho časové derivace (tedy zrychlení a rychlost). Matice $\boldsymbol{M}$, $\boldsymbol{C}$ a $\boldsymbol{K}$ jsou matice hmotnosti, tlumení a tuhosti o rozměru $3n \times 3n$. Jejich sestavení detailně popisuje [2] a konkrétní použité hodnoty [6]. Pro simulaci kontrakce svalu umístíme do uzlových bodů nelineární generátory síly, které působí pouze ve směru svalových vláken, jak ukazuje obrázek 6. Podobným způsobem začleníme generátory síly šlach, které upevňují sval ke kosti. Pro reprezentaci těchto generátorů síly použijeme Zajacův model svalu popsaný v kapitole 3.1.1. Možné způsoby implementace jsou detailně popsány v [6, 13].

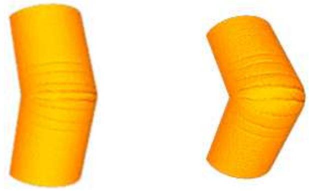
Podkožní tkáň

Podkožní (tukovou) tkáň (viz obrázek 4) v našem modelu vynecháme. Nahradíme ji, podobně jako v [30] pouze informací o její tloušťce. Pro simulaci reakce na působení vnějších sil však do budoucna uvažujeme o její reprezentaci taktéž pomocí MKP. Blíže se o tomto problému zmiňují autoři v [20].

Pokožka

Vnější vrstvu kůže (epidermis a dermis) reprezentujeme opět pomocí MKP. Jelikož je tato vrstva oproti ostatním relativně tanká a pro výsledný optický dojem jsou zde rozhodující poněkud jiné vlastnosti, rozhodli jsme se pro její reprezentaci použít trojúhelníkových konečných prvků zaručujících spojitost C^1. Tyto prvky pro použití v počítačové grafice navrhli D. Gossard a G. Celinker v [4] a v modelu pro simulaci chirurgických zákroků je použil R. Koch a kol. v [17]. V počátku uvažujeme deformaci kůže pouze jako důsledek pohybu kostry a svalstva. Vnější síly působící na pokožku zatím vynecháme.

Kůže je také poslední a jedinou přímo viditelnou vrstvou našeho modelu. Na její realistické reprezentaci tudíž do značné míry závisí celková kvalita výstupu. Povrch kůže tedy pokryjeme texturou, která dynamicky mění svoje vlastnosti v závislosti na změně geometrie modelu, tak jak je navržena v [34, 15] (viz obrázek 7). Pro generování výsledné animace paže



Obrázek 7: Povrch kůže na prstu. Dva snímky z animace [15].

použijeme také speciálního osvětlovacího modelu navrženého v [12].

5 Shrnutí

Tato práce podává stručný přehled doposud používaných metod modelování, animace a simulace obratlovců v kapitole 2. Je zřejmé, že jde o skutečně velmi komplexní úlohu. Dále práce představuje několik běžně používaných principů pro modelování svalových ativit – kapitola 3. V kapitole 4 je pak představen možný přístup k vytvoření komplexního modelu lidské paže určeného pro simulaci měkkých tkání a jejich následnou visualizaci pro počítačovou animaci.

Smyslem tohoto článku bylo co nejšířeji obeznámit čtenáře s metodami simulace měkkých tkání pro počítačovou animaci. Pokouší se také navrhnout nový model, který by spojil v jednom celku techniky většinou použité samostatně ve speciálních apikacích. Projekt je doposud ve stádiu vývoje a tak zbývá dořešit ještě poměrně značné množství detailů spojených především s komplikovaným, a hlavně značne časově náročným, výpočtem dynamiky konečných prvků.

Autor je v současné době studentem druhého ročníku denního doktorského studia. Tento článek shrnuje jeho poznatky a výsledky práce na disertačních tezích.

Na této práci se také nepřímo podíleli někteří studenti inženýrského studia. Jako příklad ukazuje obrázek 7 výsledek diplomového projektu P. Jurzykowského zaměřeného na vizualizaci kůže [15].

Reference

[1] M., J. Ackermann. The Visible Human Project. http://www.nlm.nih.gov, 1995.

[2] Klaus-Jürgen Bathe. *Finite Element Procedures in Engineering Analysis.* Prentice-Hall, 1982.

[3] Zdeněk Bittnar and Jiří Šejnoha. *Metoda konečných prvků I.* Vydavatelství ČVUT, Praha, 1991.

[4] George Celinker and Dave Gossard. Deformable Curve and Surface Finite-Elements for Free-Form Shape Design. In *Computer Graphics (SIGGRAPH '91 Proceedings)*, pages 257–266, 1991.

[5] John, E. Chadwick, David, R. Haumann, and Richard, E. Parent. Layered construction for deformable animated characters. In *Computer Graphics (SIGGRAPH '89 Proceedings)*, pages 243–252, 1989.

[6] David, T. Chen and David Zeltzer. Pump It Up: Computer Animation of a Biomechanically Based Model of Muscle Using the Finite Element Method. In *ACM Computer Graphics (SIGGRAPH'92)*, pages 89–98, 1992.

[7] Kwan, W. Chin. Closed-Form and Generalized Inverse Kinematic Solutions for Animating the Human Articulated Structure. Master's thesis, Curtin University of Technology, 1996.

[8] Martin Fědor and Dobšík Martin. Capturing and Visualization of Human Body Motion. In *MOSIS'99*, 1999.

[9] David R. Forsey. A Surface Model for Skeleton-Based Character Animation. In *Proceedings of the Eurographics Workshop on Animation and Simulation*, pages 55–73, 1991. Also available as Technical Report TR-91-32 from the Imager Computer Graphics Laboratory, Department of Computer Science, University of British Columbia, Vancouver, BC, Canada.

[10] P. Gingins, P. Kalra, P. Beylot, N. Magnenat-Thalmann, and J. Fasel. Using VHD to Build a Comprehensive Human Model. In *The Visible Human Project Conference*, Bethesda, Maryland, USA, 1996.

[11] Jean-Paul Gourret, Nadia Magnenant-Thalmann, and Daniel Thalmann. Simulation of Object and Human Skin Deformations in a Grasping Task. In *SIGGRAPH '89*, pages 21–30, 1989.

[12] Pat Hanrahan and Wolfgang Krueger. Reflection from Layered Surfaces due to Subsurface Scattering. In *ACM Computer Graphics (SIGGRAPH'93)*, pages 165–174, 1993.

[13] Victor Ng Thow Hing. A Biomechanical Musculotendon Model for Animating Articulated Objects. Master's thesis, Graduate Department of Computer Science, University of Toronto, 1994.

[14] Zdeněk Horák and František Krupka. *Fyzika.* SNTL/ALFA – Nakladatelství technické literatury, 1976.

[15] Pavel Jurzykowski. Vizualizace a animace lidské kůže. Master's thesis, Brno Technical University, 1999.

[16] Alexander Kanócz and Miroslav Španiel. *Metoda konečných prvků v mechanice poddajných těles.* Vydavatelství ČVUT, Praha, 1998.

[17] R., M. Koch, M., H. Gross, F., R. Carls, D., F. Büren, G. Frankhauser, and Y., H. Parish. Simulationg Facial Surgery Using Finite Element Models. In *ACM Computer Graphics (SIGGRAPH'96)*, pages 421–428, 1996.

[18] Richard Laperriere, Nadia Magnenant-Thalmann, and Daniel Thalmann. Joint-Dependent Local Deformations for Hand Animation and Object Grasping. In *Graphics Interface'88, Edmonton*, 1988.

[19] Nadia Magnenant-Thalmann and Daniel Thalmann. The Direction of Synthetic Actors in the Film *Rendez-vous à Montréal. IEEE Computer Graphics & Applicaions*, pages 41–51, November 1988.

[20] Walter Maurel, Yin Wu, Nadia Magnenat-Thalmann, and Daniel Thalmann. *Biomechanical Models for Soft Tissue Simulation.* Springer-Verlag, 1998.

[21] Virginia, E. McArthur, Carrie, L. DiLorenzo, Marsha Jessup, Patric Lynch, Casey Herbert, and Jane Hurd. Medical Visualisation - Why We Use CG and Does It REALLY Make a Difference in Creating Meaningful Images? In *ACM Computer Graphics (SIGGRAPH'98)*, 1998.

[22] Laurent Moccozet. *Hand Modeling and Animation for Virtual Humans.* PhD thesis, University of Geneva, 1996.

[23] Tom Molet, Amaury Aubel, Tolga Capin, Stephane Carion, Elwin Lee, Nadia Magnenat-Thalmann, Hansrudi Noser, Igor Pandzic, Gael Sannier, and Daniel Thalmann. ANYONE FOR TENNIS? *Presence, MIT Press*, 6:140–156, April 1999.

[24] Luciana, Porcher Nedel and Daniel Thalmann. Modeling and Defomration of the Human Body Using Anatomically-Based Apprach. In *Computer Animation'98*, pages 34–40, 1998.

[25] Luciana, Porcher Nedel and Daniel Thalmann. Real Time Muscle Deformations Using Mass-Spring Systems. In *Computer Graphics Interface*, 1998.

[26] V. Obetková, A. Mamrillová, and A. Košinárová. *Teoretická machanika.* ALFA – Vydavateľstvo technickej a ekonomickej literatúry, 1990.

[27] Mark, A. Sagar, David Bullivant, Gordon, D. Mallinson, and Peter, J. Hunter. A Virtual Environment and Model of the Eye for Surgical Simulation. In *ACM Computer Graphics (SIGGRAPH'91)*, 1991.

[28] Břetislav Teplý and Svatopluk Šmiřák. *Pružnost a plasticita II.* Nakladatelství VUT, Brno, 1993.

[29] Dimetri Terzopoulos, Barbara Mones-Hattal, Beth Hofer, Frederic Parke, Doug Sweetland, and Keith Waters. Facial Animation: Past, Present and Future. In *ACM Computer Graphics (SIGGRAPH'98)*, 1998.

[30] Russell Turner and Daniel Thalmann. The Elastic Surface Layer Model for Animated Character Construction. In *Computer Graphics International*, 1993.

[31] Jaroslav Valenta and Svatava Konvičková. *Biomechanika člověka - Svalově kosterní systém, 1. díl.* Vydavatelství ČVUT, Praha, 1997.

[32] Jaroslav Valenta, Svatava Konvičková, and David Valerián. *Biomechanika kosterního a hladkého svalstva člověka.* Vydavatelství ČVUT, Praha, 1998.

[33] Alan Watt and Mark Watt. *Advanced Animation and Rendering Techniques, Theory ans Practice.* Addison-Wesley, 1992.

[34] Yin Wu, Nadia Magnenant-Thalmann, and Daniel Thalmann. A Dynamic Wrinkle Model in Facial Animation and Skin Aging. In *Journal of Visualizationand Computer Animation*, pages 195–205, 1995.