

Podporni informacijski sistem za simulacijo kinematike lokomotornih sistemov

Dušan Heric, Božidar Potočnik

Fakulteta za elektrotehniko, računalništvo in informatiko

Univerza v Mariboru, Smetanova ulica 17, 2000 Maribor, Slovenija

dusan.heric@uni-mb.si

Povzetek

V članku je predstavljen podporni informacijski sistem za simulacijo kinematike lokomotornih sistemov. Namerjen je za analizo, načrtovanje in tudi za izvajanje virtualnih operativnih posegov na sklepih. Kirurgu lahko predstavlja veliko pomoč, saj mu pomaga pri sprejemanju odločitev o izvedbi operativnega posega. Predstavljeni podporni informacijski sistem je bil apliciran na kolenskem sklepu, kjer smo ocenili natančnost razpoznanih struktur. Ocenitev je bila izvedena na osnovi primerjave računalniških odčitkov z ročnimi odčitki eksperta.

Sistem sestoji iz petih programskih komponent, in sicer: a) kreatorja 3D mreže, b) skrbnika materialov, c) sistema za reševanje numeričnih enačb, d) komponente za modeliranje in e) komponente za prikazovanje rezultatov simulacije. Vhod v sistem je MR-slika, izhod pa simulacija giba sklepa. Predstavljeni sistem dovoljuje tudi ročno modeliranje, ki vključuje spremembo veličine sil, materialov in kontakte kit na objektih. S tovrstnimi spremembami neposredno vplivamo na rezultat simulacije.

Ključne besede: obdelava slik, obdelava medicinskih podatkov, vizualizacija medicinskih podatkov

Abstract

Support Information System for Locomotor Systems Kinematics Simulation

This paper presents an information system for locomotor systems kinematics simulation. It is specifically designed for analysis, planning and for virtual surgery operative interventions on joints. The proposed information system helps the surgeon decide upon surgical operation realization. It has been applied to the knee joint, where the accuracy of detected structures has been assessed. The assessment has been performed by comparing computer detected objects with experts' manual annotations.

The proposed system is made up from five components: a) 3D mesh creator, b) material manager, c) numerical solution system, d) modeller, and e) presenter of simulation result. The input into this system is MR-image, while the output is the simulation of joint motion. The proposed system supports manual modelling, including changing of force values, materials and tendon/hamstring contact points on objects. Those modifications have a direct influence to the simulation result.

Keywords: picture processing, medical data processing, visualisation of medical data

1 Uvod

Pomanjkanje časa je danes glavni krivec za prekoračitev zastavljenih rokov, za površno opravljeno delo ali storitev. Vendar pa se minimalni tolerančni prag pri oceni kakovosti opravljenih storitev med področji razlikuje. Tako je recimo v oglaševalni industriji več prostora za napake, kakor pa v medicini. Napake v medicini lahko namreč dolgoročno obremenjujejo tako posameznika kakor družbo.

Znano je, da so v medicini pereč problem čakalne vrste. Te so posledica pomanjkanja kadra, zastarelih postopkov analize in obdelave medicinskih podatkov. Bolnišnice so danes že dokaj dobro opremljene z napravami za zajemanje medicinskih slik (npr. računalniška tomografija (CT), X-žarki, magnetnoresonančne

naprave (MR), ultrazvočne naprave itd.), ki olajšajo zdravniku analizo, planiranje in zdravljenje pacientov. S tem napravami se skrajša tudi čas diagnosticiranja [11, 12]. Dopolnilo tem napravam so sistemi, ki omogočajo navigacijo, manipulacijo podatkov, izračun raznih metrik nad mrežo objektov in navsezadnje tudi simulacijo [12]. Vendar je tovrstnih sistemov malo. Tako se zdravniki soočajo z novim problemom, da morajo ob poplavi medicinskih slik hitro, kakovostno in natančno diagnosticirati poškodbe in bolezni pri pacientih.

Sodobno medicinsko diagnosticiranje vključuje zajemanje, analizo in obdelavo velike količine podatkov

pacienta [12]. Večino slikovnih podatkov dobimo z neinvazivnimi postopki, kot so npr. ultrazvočna, magnetnoresonančna preiskava in računalniška tomografija. Nad dobljenimi slikovnimi podatki je mogoče zgraditi modele posameznih organov in nad njimi izvajati simulacije ter preučevati različne scenarije. Omogočeno je tudi kronološko spremljanje sprememb pacienta. Takšen pristop prinaša dodatno težo pri planiranju operativnih posegov, ker simulacija informira kirurga z dodatnimi informacijami, pomembnimi za potek operativnega posega. Najbolj izpopolnjeni postopki pa omogočajo tudi testiranje specifičnih detajlov operativnega posega (npr. operativni poseg v navidezem prostoru).

V tem prispevku bomo predstavili podporni informacijski sistem za simulacijo kinematike lokomotornih sistemov. Osnovni cilj sistema je predvsem izboljšanje klinične prakse s pomočjo rezultatov simulacije sklepa. Opisani podporni sistem prinaša naslednje klinične izboljšave: a) neinvazivno napovedovanje in diagnosticiranje, b) planiranje ter c) pooperativna verifikacija in evalvacija uspešnosti zdravljenja. Sistem se lahko uporablja za statično (npr. zlomi in zvini) in dinamično analizo lokomotornih sistemov (npr. hoja).

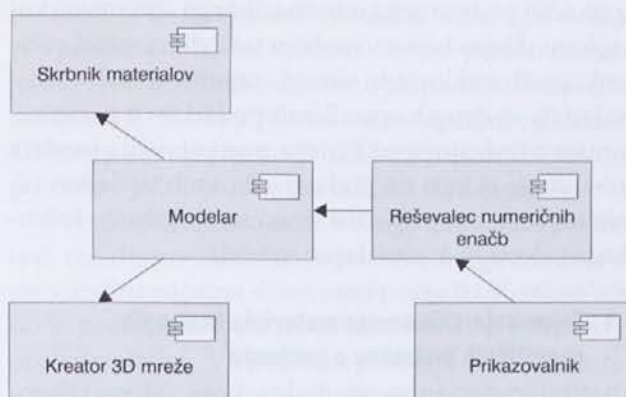
V okviru našega dela smo sistem aplicirali na kolenski sklep, saj je ta največji in najbolj obremenjen v človeškem telesu. Obremenitve v kolenu so pri vsakdanji hoji na stiku stegnenice in golenice 4–7-krat, pri skokih pa celo več kot 24-krat večje od teže telesa [1]. Tudi zdravljenje sklepa traja več let, zato je pomembno, da zdravnik dobi kakovostne, natančne in nazorne informacije o kinematiki pacientovega kolena po možnosti še pred izvedbo posega.

2 Zgradba podpornega informacijskega sistema

Podporni informacijski sistem je modularni in generično zgrajen. Sestavljen je iz petih glavnih komponent (slika 1), ki so povezane s porazdeljenim sistemom CORBA [2].

Vhod v naš sistem je MR-slika, posneta v načinu T2 [9]. V prvem koraku se iz nje rekonstruira geometrijsko telo, ki je opisano s končnimi elementi [3]. Postopek rekonstrukcije je popolnoma samodejen in temelji na poravnavi referenčne slike s ciljno sliko. Referenčno sliko izberemo med zdravimi predstavniki ciljnega lokomotornega sistema. Slabost uporabljene postopka je ročna tvorba 3D mreže lokomotornega sistema za referenčno sliko. Temu opravi se lah-

ko izognemo tako, da sliko segmentiramo po rezinah. Z izpopolnjenimi postopki za razpoznavo robov [10] izračunamo sliko robov na vsaki rezini. Nato te slike robov povežemo v 3D mrežo in dobimo površine objektov. Tovrstni pristop je časovno hitrejši, ne zahteva referenčne slike in je domensko naravnano. Zahteva pa, da mu dodamo enoličen opis objektov, ki jih želimo razpoznavati na sliki. Osnoven namen kreatorja 3D mreže je segmentacija kosti, hrustanca ter ostalih objektov, ki so vključeni v opazovani lokomotorni sistem.



Slika 1: Komponentni diagram podpornega informacijskega sistema za simulacijo kinematike lokomotornega sistema. Komunikacija med komponentami poteka prek porazdeljenega sistema CORBA.

Po prvem koraku imamo le prostorske in površinske informacije o opazovanih objektih na MR-sliki. To omogoča ocenitev razsežnosti objektov in površinske deformacije. Neznane pa ostajajo materialne lastnosti. Zato sistem vključuje dve komponenti, in sicer skrbnika materialov in komponento za modeliranje lokomotornega sistema. Skrbnik materialov je namenjen za spreminjanje parametrov lastnosti materialov in vključuje tudi bazo materialov. Na drugi strani pa komponenta za modeliranje omogoča povezovanje objektov lokomotornega sistema z materiali, spreminjanje velikosti sil, dodajanje, odstranjevanje in prestavljanje prilepkov kit na kosti. Tovrstne spremembe neposredno vplivajo na potek simulacije in omogočajo simuliranje kirurškega posega. Korak modeliranja je lahko samodejen, če obstaja model referenčne 3D mreže.

Kvaliteta simulacije giba je odvisna od uspešnosti in natančnosti modeliranja. Simulacijo izvaja sistem za reševanje numeričnih enačb. Tovrstna simulacija je

priporočljiva v okoliščinah, ko želimo simulirati kirurški poseg. V takšnem primeru nimamo na razpolago psevdodinamičnih MR posnetkov [8] in rezultat simulacije je edina vizualna informacija, na podlagi katere lahko sprejme odločitve o poteku kirurškega posega. Tako lahko kirurg zagotovi optimalno kinematiko lokomotornega sistema v danih okoliščinah. Rezultat simulacije prikažemo s komponento za vizualizacijo podatkov, ki podpira navigacijo in manipulacijo objektov.

3 Podporni informacijski sistem in kolenski sklep

Aplikacijo podpornega informacijskega sistema na kolenskem sklepu lahko v grobem razdelimo v štiri večje funkcionalne sklope, in sicer: 1. zajemanje slikovnega materiala in drugih specifičnih podatkov o pacientu, 2. rekonstrukcijo specifičnega pacientovega modela kolenskega sklepa na podlagi slikovnih podatkov, 3. modeliranje in predpisovanje scenarija gibanja kolenskega sklepa in 4. simulacijo modela.

3.1 Zajemanje slikovnega materiala in drugih specifičnih podatkov o pacientu

Anatomijo pacientovega kolenskega sklepa rekonstruiramo iz MR posnetkov. Slikovne posnetke zajemamo dvakrat, in sicer s statičnim in psevdodinamičnim MR protokolom. V prvem primeru dobimo visokokakovostne posnetke dimenzije 512 x 512 točk (sagitalni prerezi kolenskega sklepa), na podlagi katerih rekonstruiramo anatomijo pacientovega kolena.

S psevdodinamičnim zajemanjem slik pa posname-mo rahlo obremenjeno in hkrati skršeno koleno. S tem merjenjem dejansko zbiramo informacije o obnašanju kolena pri različnih aktivnostih pacienta (npr. hoja). Te slike zajemamo v nižji ločljivosti 256 x 256 točk in v šestih različnih položajih, od 0 do 40 stopinj. Med psevdodinamičnim snemanjem pacient rahlo pritiska (sila do 300 N) na pedal posebej izdelane naprave za merjenje sile v magnetnoresonančnem polju. Izmerjene podatke o sili uporabimo v koraku modeliranja.

3.2 Rekonstrukcija specifičnega pacientovega modela kolenskega sklepa

V nadaljevanju rekonstruiramo 3D model pacientovega kolenskega sklepa iz slikovnih podatkov. V trenutni izvedbi opazujemo le tri glavne kolenske kosti, in sicer stegnenico, golenico in pogačico ter njihove pripadajoče hrustance. Za boljšo stabilnost sistema pa smo v model dodali še lateralni in medialni meniskus.

Kolenski sklep lahko rekonstruiramo a) klasično, kjer segmentacijske rezultate na posameznih rezinah povežemo v 3D mrežo [7] ali pa b) s postopkom registracije [6]. Pri slednjem postopku konstruiramo 3D šablono (mrežo) kolenskega sklepa iz slikovnih podatkov referenčnega in tipičnega kolena. Referenčne podatke in podatke pacienta nato poravnamo. Ta poravnava vrne preslikavo, s katero zatem preslikamo šablono kolena v specifično 3D mrežo pacientovega kolena. Slika 2 prikazuje opisani postopek rekonstrukcije kolenskega sklepa.



Slika 2: Shematski diagram konstrukcije specifične pacientove 3D mreže kolenskega sklepa iz MR slikovnih podatkov

3.3 Modeliranje in predpisovanje scenarija gibanja kolenskega sklepa

Z naslednjim funkcionalnim sklopom nato izdelano 3D mrežo pacientovega kolena avtomatsko preoblikujemo v 3D model kolena. Dejansko gre za model, sestavljen iz končnih elementov, in sicer iz 3464 heksaedernih elementov z osmimi vozlišči. Modeliranje izvajamo v komercialnem programskem okolju PAM [5]. Okolje PAM sestoji iz treh modulov, in sicer a) modula Generis, ki je namenjen modeliranju, b) modula Safe, s katerim simuliramo modele, ter c) modula View, ki ga uporabljamo za vizualizacijo in analizo simulacijskih rezultatov.

V okolju Generis nato dodamo k osnovni, rekonstruirani anatomiji pacientovega kolenskega sklepa še

dodatne kolenske strukture, kot so sprednje in zadnje križne vezi, mišična vlakna ter kite.

Na koncu tem gradnikom priredimo le še ustrezne materiale in strukturne lastnosti. Čeprav se te lastnosti spreminjajo v odvisnosti od temperature in starosti posameznega pacienta, smo modeliranje poenostavili do te mere, da smo vsakemu pacientu priredili iste lastnosti materialov.

3.4 Simuliranje modela

V zadnjem koraku pa vzpostavljeni model, sestavljen iz končnih elementov, simuliramo s programskim orodjem PAM Safe. V splošnem lahko simuliramo poljubno mnogo različnih scenarijev, tj. funkcionalnih aktivnosti pacienta (npr. hoja, skakanje po eni nogi). V našem delu smo s postavljenim modelom modelirali in simulirali zgolj krčenje kolena. Postavljeni scenarij je predvideval, da koleno iz popolnoma stegnjenega položaja skrčimo do približno 60 stopinj.

Zakaj je simuliranje in modeliranje kolenskega sklepa sploh potrebno, če pa lahko te informacije izluščimo že iz psevdodinamičnih slik? Odgovor je na dlani. Komponentna zasnova nam namreč ob osnovnem modelu gibanja omogoča še preizkušanje in analiziranje kinematike kolena tudi glede na druge scenarije. Tako lahko na primer opazujemo kinematiko kolenskega sklepa v primeru poškodb križnih vezi ali celo meniskusa (v fazi modeliranja ju preprosto odstranimo iz modela). Vsekakor največja prednost pa je, da lahko opravimo virtualno analizo kolenskega sklepa v primeru vsaditve implantanta meniskusa različnih velikosti (meniskus v modelu zamenjamo z ustreznim modelom implantanta). S takšnimi simulacijami ima zdravnik še pred kirurškim posegom na voljo informacije za detajlno planiranje operativnega posega ter izbiro ustreznega implantanta meniskusa. Pri mnogih kirurških posegih se morebitne komplikacije pokažejo šele čez leto ali več. S predlaganim modeliranjem in podpornim sistemom pa lahko deloma že vnaprej predvidimo morebitne zaplete ter ustrezno korigiramo operativni poseg.

4 EVALVIRANJE PODPORNEGA SISTEMA

Predstavljeni podporni sistem, apliciran na kolenskem sklepu, smo vizualno evalvirali na dveh pacientih. Oba pacienta sta imela pretrgane sprednje kolenske križne vezi. Ocenjevanje smo izvedli z dvema ločenima pristopoma. V prvem pristopu smo kvantitativno izmerili in kvalitativno ocenili natančnost razpoznanih kolenskih struktur. Poseben poudarek smo

dali kirurško najbolj zanimivim območjem v kolenu. Z drugim pristopom pa smo ocenjevali pravilnost simulacije oz. predikcijo kolenske kinematike.

Pri kvantitativnem ocenjevanju anatomskih struktur kolena smo primerjali kolenske strukture v vsaki slikovni rezini. Dejansko smo primerjali rezultate našega sistema z označbami eksperta, ki smo jih obravnavali kot zlato pravilo. Ocenjevali smo tri glavne kolenske kosti ter njihove pripadajoče hrustance. Natančnost razpoznanih struktur smo ovrednotili z naslednjimi merami, in sicer razmerji R1 in R2 [4], Hausdorffovo razdaljo [4] in povprečno absolutno razdaljo (MAD) [4]. Povprečno razmerje R1 je bilo 0.92 in povprečni standardni odklon 0.06; povprečno razmerje R2 je bilo 0.91 in standardni odklon 0.05. Povprečna razdalja HD je bila 2.78 mm s standardnim odklonom 1.89 mm. Povprečna razdalja MAD pa je bila 0.52 mm, pri čemer je bil standardni odklon 0.12 mm.

Psevdodinamično ocenjevanje temelji na primerjavi rezultatov simulacije postavljenega modela in psevdodinamičnimi slikovnimi posnetki. Končno oceno je postavil ekspert na osnovi vizualne primerjave obeh rezultatov. V opisanem primeru dveh pacientov s pretrganimi sprednjimi križnimi vezmi je ekspert podal končno oceno, da je pri obeh pacientih v simulaciji vidna prevelika in nenaravna translacija stegenice napram golenici, vzrok pa je lahko pretrgana ali oslABLJENA sprednja križna vez. Takšno mnenje potrjuje primernost in uporabnost podpornega sistema za simulacijo lokomotornih sistemov.

5 SKLEP

Preliminarni simulacijski rezultati so obetavni. Poglejmo najprej pacientove 3D mreže kolenskega sklepa rekonstruirane iz visokokvalitetnih statičnih MR slik. Te mreže so začetni položaj kolena v simulaciji. Rezultati so pokazali, da opisano generično okolje uspešno in s primerno natančnostjo rekonstruira anatomske strukture v kolenu. To še posebej velja v klinično pomembnih delih kolenskega sklepa. Rahla nedoslednost se pokaže pri rekonstrukciji hrustanca. Ta problem se pojavi zato, ker je ta kolenska struktura izredno tanka. Študirajmo še simulirane kinematike kolenskega sklepa. Vizualni pregled rezultatov je pokazal fiziološko pravilnost kinematike kolenskega sklepa. To je potrdila tudi primerjava z rezultati iz literature. Razmerja med kolenskimi sklepnimi strukturami so očitna in brez večjih anatomskih deformacij. Še posebej nas je zanimal meniskus, katerega položaj in oblika sta bila prav tako brez

očitnih fizioloških površinskih deformacij. Majhno nenatančnost smo zasledili le pri pogačici, kjer smo opazili rahlo polzenje pogačice v ekstremnem položaju pokrčenja kolena (fleksija kolena okrog 90 stopinj).

Predstavljeno generično okolje omogoča individualno modeliranje specifične pacientove anatomije kolenskega sklepa iz MR slik. Modele razrešujemo z numeričnim simuliranjem na podlagi metode končnih elementov. Rezultat je simulirana kinematika kolenskega sklepa na podlagi izbranega scenarija. Bistvene izboljšave so vsekakor boljša vizualizacija kinematike kolena v klinično nejasnih primerih, s tem pa je povezano tudi boljše preoperativno planiranje in odločanje.

VIRI IN LITERATURA

- [1] Beillas, P., Papaioannou, G., Tashman, S., Yang, K. H.: A new method to investigate in vivo knee behavior using a finite element model of the lower limb, *Journal of Biomechanics*, 2004, št. 37 str. 1019–1030.
- [2] Ahmed, M. S.: *Corba programming unleashed*, SAMS, corp., Indianapolis, 1999.
- [3] Machnel, R.: *Finite elements: their design and performance*, MARCEL DEKKER, INC., New York, 1994.
- [4] Heric, D., Potočnik, B.: Image Processing Verification Tool-IPVT, Zbornik referatov NORSIG 2004, 2004, str. 13–16.
- [5] ESI Group: PAM-SAFE FEATURES & SPECIFICATIONS, <http://www.esi-group.com/Products/Safety/features.html>, 2006.
- [6] Brown, L. G.: A survey of image registration techniques, *ACM Computing Surveys*, 1992, str. 325–376.
- [7] Heric, D., Zazula, D., Scale Adaptive Edge Detection using Maximum Entropy, Zbornik referatov IWSSIP05, 2005, str. 463–466.
- [8] Potočnik, B., Zazula, D., Cigale, B., Heric, D., Donlagjæ, D., Cibula, E., Tomažič, T.: A patient-specific knee joint computer model using "in vivo" compressive load data from the optical force measuring system, 2006, poslano v recenzijo *Medical Engineering and Physics*.
- [9] Yan, H.: *Signal Processing for Magnetic Resonance Imaging and Spectroscopy*, Marcel Dekker, Inc. New York, 2002.
- [10] Russ, J. C.: *The Image Processing Handbook*, 2nd ed. CRC Press, Boca Raton, 2000.
- [11] Bankman, I. N.: *Handbook of Medical Imaging: Processing and Analysis*, Academic Press, 2000.
- [12] Yoo, T. S.: *Insight into Images*, A K Peters, Ltd. Massachusetts, 2004.

Dušan Heric je leta 2002 diplomiral na Fakulteti za elektrotehniko, računalništvo in informatiko Univerze v Mariboru in se zaposlil na evropskem projektu SimBio. Po končanem projektu se je zaposlil v laboratoriju za sistemsko programsko opremo kot mladi raziskovalec. Njegovo raziskovalno področje vključuje računalniško obdelavo slik in signalov. Svoje raziskovalne dosežke objavlja v strokovnih in znanstvenih publikacijah.

Božidar Potočnik je v letih 1995 in 1998 diplomiral ter magistriral na Fakulteti za elektrotehniko, računalništvo in informatiko Univerze v Mariboru, kjer je leta 2000 uspešno obranil doktorsko disertacijo z naslovom Razpoznavanje objektov iz zaporedja slik s postopki predikcije. Za svoje raziskovalne dosežke je prejel več priznanj. Leta 2002 je bil tudi lokalni koordinator evropskega projekta SimBio. Od leta 2002 je docent na Fakulteti za elektrotehniko, računalništvo in informatiko Univerze v Mariboru, kjer predava šest predmetov. Njegovo raziskovalno področje vključuje segmentacijske postopke pri napredni računalniški obdelavi slik, razpoznavanje vzorcev in biomedicino. Je član združenja IEEE in Slovenskega združenja za razpoznavanje vzorcev.