

Roman Trobec¹, Marjan Šterk², Said Al Mawed³, Matjaž Veselko⁴

Računalniška simulacija ohlajanja kolena

Computer simulation of knee cooling

IZVLEČEK

KLJUČNE BESEDE: kolenski sklep – kirurgija, kolenske poškodbe, krioterapija, računalniška simulacija

Koleno pogosto ohlajamo po kirurških posegih ali poškodbah na kolenskega sklepu. Nekatere izkušnje kažejo, da znižanje temperature tkiv zmanjša porabo analgetikov in skrajša čas, potreben za okrevanje. Mnenja o primernosti hlajenja tkiv niso soglasna, saj pretirano hlajenje lahko poškoduje vrhnje plasti tkiv. Namen članka je predstaviti računalniški prostorski model kolena, na katerem smo simulirali in raziskali dve različni metodi ohlajanja po kirurškem posegu: lokalno hlajenje s tekočo vodo stalne temperature, ki kroži v hladilni manšeti (angl. *cryo-cuff*), in lokalno hlajenje s paketi ledu (angl. *ice-pack*). Da bi opisali, kako se spreminja temperatura zunanjih in notranjih delov kolena v obdobju ohlajanja, smo sestavili prostorski model kolena z ločljivostjo 1 mm ter uporabili matematični model, ki opisuje prenos toplote skozi različna tkiva v kolenu. Simulacijski program smo zaradi obsežnih izračunov izvedli tudi na vzporednem računalniku, sestavljenem iz 32 procesorjev, da bi na ta način skrajšali simulacijski čas. Dobljeni rezultati so skladni z našimi pričakovanji in se tudi dobro ujemajo z redkimi objavljenimi meritvami temperatur v kolenskem sklepu. Naši rezultati kažejo, da je hlajenje s hladilno manšeto učinkovitejše od hlajenja z ledom. S simulacijo na računalniškem modelu kolena dobljeni rezultati se ujemajo z doslej objavljenimi meritvami. Predstavljeni matematični model in metodo lahko uporabljamo tudi za simulacijo ohlajanja kolena pri različnih drugih poškodbah ali kirurških posegih.

ABSTRACT

KEY WORDS: knee joint – surgery, knee injuries, cryotherapy, computer simulation

Local topical cooling is often applied after surgery or after knee injuries. It is agreed that lowering of knee tissue temperatures reduces the need for medicaments and shortens the rehabilitation period. However, some recent findings put the benefit of topical cooling under question because of possibly injured surface tissue layers. Two different simulations were analyzed: cooling with a liquid at constant temperature circulating in cryo-cuff, and topical cooling with ice-packs. The simulation of both cooling methods with the use of computer programs showed how temperature varies within outer and inner knee tissue layers during the entire cooling period. A three-dimensional computer model of a knee with a spatial resolution of 1 mm was derived and mathematical model used for the heat transfer in knee tissues. Since extensive calculations have been required for the simulation the computer program was implemented on a parallel computer composed of 32 processors to shorten the simulation time.

¹ Doc. dr. Roman Trobec, univ. dipl. ing. elekt., Institut Jožef Stefan, Odsek za komunikacijske sisteme, Jamova 39, 1000 Ljubljana, Slovenija.

² Dr. Marjan Šterk, univ. dipl. ing. rač., Xlab d. o. o., Teslova 30, 1000 Ljubljana, Slovenija.

³ Said Al Mawed, dr. med., Klinični center Ljubljana, Travmatološka klinika, Zaloška 2, 1525 Ljubljana, Slovenija.

⁴ Prof. dr. Matjaž Veselko, dr. med., Klinični center Ljubljana, Travmatološka klinika, Zaloška 2, 1525 Ljubljana, Slovenija.

The obtained simulation results are in accordance with our expectations and similar to rare in-vivo measured temperatures in the knee joint. The cooling with cryo-cuff is more effective than the cooling with ice-pack. The simulation presented are in a good accordance with published measurements. The same model and methods can be applied also for simulation of knee cooling by other knee injuries or surgery.

UVOD

Po kirurških posegih na kolenskem sklepu ali po poškodbah koleno ohlajamo z zavoji ledu ali s hladilno tekočino enakomerne temperature. Znižanje temperature tkiv namreč zmanjša porabo analgetikov in skrajša čas, potreben za okrevanje (1). Obstajajo različni načini in trajanja hlajenja (2). Mnenja o primernosti hlajenja tkiv niso soglasna (3-5). Pretirano hlajenje lahko poškoduje vrhnje plasti tkiv (6). Zanima nas, kaj se dogaja s kolenskimi tkivi med ohlajanjem, kako se temperatura zunanjih in notranjih delov kolena spreminja s časom in načinom ohlajanja. Današnji računalniki so dovolj zmogljivi, da lahko s njimi simuliramo in analiziramo različne postopke ohlajanja (7).

Že dolga leta si z računalniki pomagamo pri reševanju številnih problemov v znanosti. Klinični poskusi v medicini so pogosto težavni, vzamejo veliko časa, rezultati pa dostikrat niso dovolj natančni, ker moramo upoštevati veliko spremenljivk, ki jih često ne moremo nadzorovati (8). Pogosto tudi natančna meritev ni možna, saj bi bila ta preveč invazivna. Tako na primer le težko spremljamo spremembe temperature posameznih delov kolena med ohlajanjem. Z računalniško simulacijo pa lahko relativno enostavno izračunamo in prikazemo spremembe za katerokoli mesto v kolenu (9).

Prikazali bomo praktično uporabo naših raziskav s področja biomedicinskih simulacij. Deli človeškega telesa so nepravilni tridimenzionalni objekti. Predstavimo jih lahko s prostorskim geometričnim modelom. Velik tridimenzionalni model razdelimo na številne majhne delčke, znotraj katerih z uporabo fizikalnih zakonov opišemo zveze med izbranimi spremenljivkami in njihovimi spremembami v času in prostoru v obliki parcialnih diferencialnih enačb. Z rešitvijo teh enačb lahko izračunamo obnašanje celotnega mode-

la (10, 11). Pri opisu predstavimo fizikalno dogajanje z matematičnim modelom. S pomočjo rezultatov matematičnega modela na manjših področjih lahko izračunamo rezultate za katerokoli mesto na modelu.

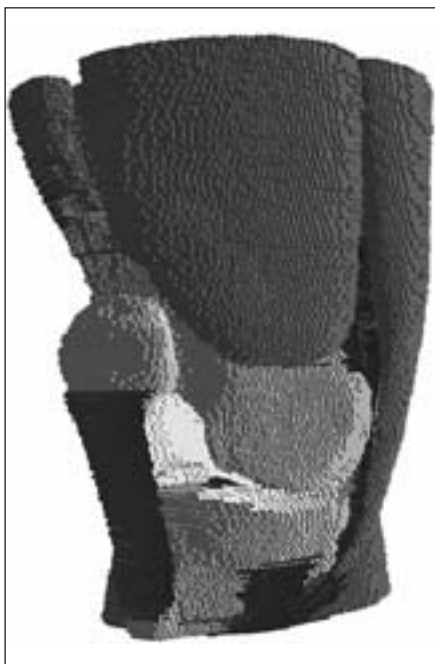
Raziskali smo dve različni metodi ohlajanja kolena po kirurškem posegu: lokalno hlajenje s tekočo vodo stalne temperature, ki kroži v hladilni manšeti (angl. *cryo-cuff*), in lokalno hlajenje s paketi ledu (angl. *ice-pack*) (12, 13). V članku bomo predstavili simulacijo lokalnega ohlajanja kolena in porazdelitev temperature v izbranem časovnem intervalu in v različnih delih kolena pri obeh metodah.

MATERIALI IN METODE

Geometrijski model kolena

Da bi lahko obliko kolena ponazorili kar se da natančno, si zamislimo model, ki je sestavljen iz majhnih delčkov pravilnih oblik. Uporabili smo kockice z robom 1 mm (angl. *voxel*).

Anatomske podatke za model kolena smo dobili iz podatkovne baze *Visible Human Dataset* (10), ki je javno dostopna na internetu. Uporabili smo 200 rezin kolena v medsebojnem razmaku 1 mm. Na vsaki rezini smo določili tkiva in jih barvno označili. S tem smo računalniškemu programu omogočili ločevanje struktur z različnimi snovnimi lastnostmi. Ločljivost segmentirane rezine smo zmanjšali na velikost $X \times Y = 175 \times 195$ točk, tako da je bila vsaka točka velika 1×1 mm. Z Y je označena smer od pogačice proti zadnji strani kolena, smer X pa je pravokotna nanjo. Nato smo s polaganjem ene rezine na drugo sestavili tridimenzionalni (3D) model, ki je sestavljen iz $N = 175 \times 195 \times 200 = 6.825.000$ kockic prostornine 1 mm^3 (slika 1). Ta velika številka nam pove, da bo simulacija računsko zahtevna in da bo morda treba za učinkovito računanje uporabiti vzporeden računalnik, to je več računalnikov hkrati.



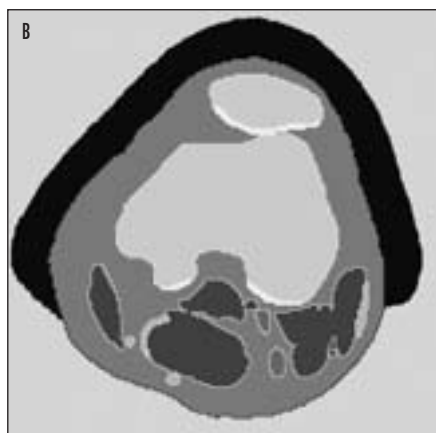
Slika 1. Prostorski model kolena, sestavljen iz 200 rezin in majhnih kockic. Različna tkiva (mišice, kosti, hrustanec in vezi) so označena z različnimi svinami. Mehka maščobna tkiva niso prikazana, so pa upoštevana v simulaciji.

Matematični model

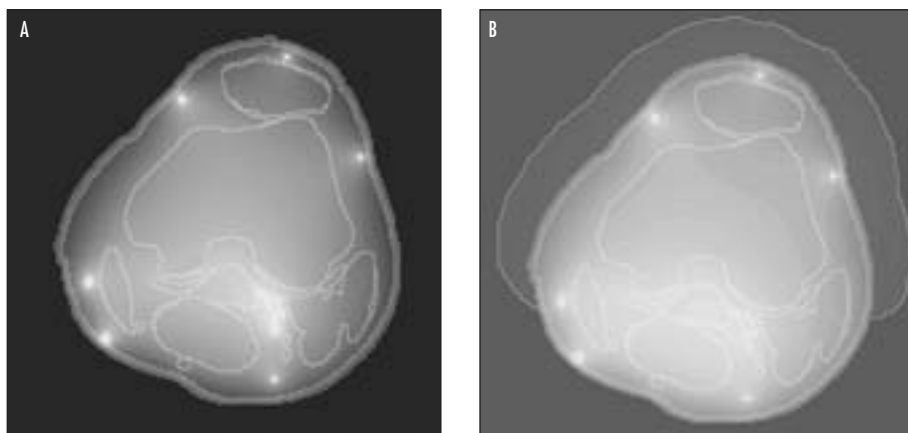
Iz sestave modela sledi, da vsaka kockica predstavlja različno snov ali tkivo z različni-

mi toplotnimi lastnostmi, katerih vpliv je združen v difuzijskem količniku $D = \lambda / c_p \rho$, kjer λ pomeni toplotno prevodnost, c_p specifično toploto in ρ gostoto tkiva. Ker je model že po svoji sestavi diskreten, sestavljen iz kockic enakih dimenzij z različnimi toplotnimi lastnostmi, smo za simulacijo uporabili metodo končnih razlik (angl. *Finite Difference Method*), ki računa za vsak časovni interval novo temperaturo vsake kockice iz njene stare temperature in starih temperatur okoliških kockic. Časovno os razdelimo na korake, v našem primeru dolge nekaj tisočink sekunde. Tako imamo na koncu podatke ne samo o končnih temperaturah, temveč tudi o vseh temperaturah v času simulacije. Nadaljevanje podrobnejšega opisa matematičnega modela in izvedbe simulacije na vzporednem računalniku je podano v dodatku.

Model kolena smo postavili v toplotno izoliran kvader, ki je določil robne pogoje. Izvedli smo simulaciji dveh metod hlajenja. V prvi simulaciji smo okolje prilagodili hladilni manšeti, celotna okolica kolena je imela stalno temperaturo 0°C (slika 2a). V drugi smo simulirali ledene zavoje. Model smo spredaj obložili s plastjo kockic, ki so imele začetno temperaturo 0°C in vse lastnosti ledu, ostanek kolena pa je bil v stiku s sobno temperaturo 20°C (slika 2b). Začetno temperaturo tkiv in krvi v žilah smo v obeh primerih nastavili na 37°C . Simulirali smo 2 uri hlajenja.



Slika 2. Prerez kolena na rezini 101, ohlajenega s hladilno manšeto (a) in z ledenimi zavoji (b). Smer X je vodoravna, smer Y pa navpična. Različne snovi so predstavljene s svinami (maščoba – bela, kost, hrustanec in žile – svetlo siva, mišica – temno siva).



Slika 3. Temperatura v prerezu kolena na rezini 101 po dveh urah hlajenja s hladilno manšeto (a) in ledenimi zavoji (b). Bela barva označuje temperaturo 37 °C, temno siva 0 °C, vse vmesne temperature pa so predstavljene s sivinami.

REZULTATI

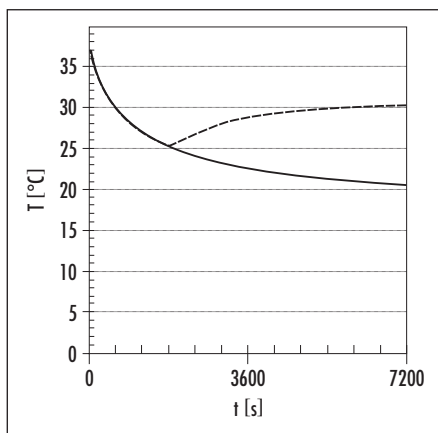
Primerjava obeh metod ohlajanja

Slika 3 prikazuje razporeditev temperature v kolenu po dveh urah simulacije. Temperature so predstavljene s sivinami, svetlejši deli so toplejši. Najsvetlejša področja predstavljajo žile, ki imajo stalno temperaturo 37 °C in segrevajo okoliška tkiva. Hladilna manšeta (slika 2a) vzdržuje stalno temperaturo, notranjo temperaturo kolena zniža bolj kot zavoji ledu

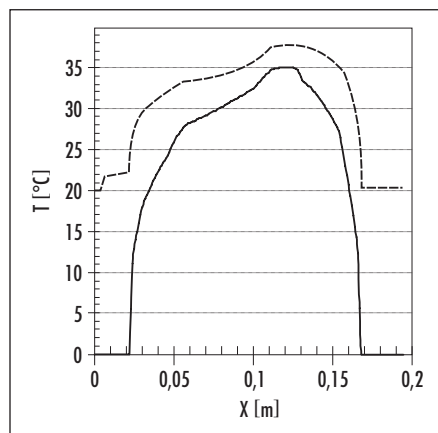
(slika 3b), saj ti po dveh urah skoraj dosežejo sobno temperaturo.

Poglejmo razvoj temperature (slika 4) na kockici ($X = 105, Y = 27$) na zadnji strani kolena okrog 2 cm globoko (slika 4). Pri uporabi hladilne manšete se ta kockica postopoma shladi do temperature 21 °C, pri uporabi ledenih zavojev pa se začne po 30 minutah ponovno segrevati in po dveh urah doseže temperaturo preko 30 °C.

Slika 5 prikazuje razporeditev temperature kolena na prerezu po Y-osi v širini $X = 90$ (približno od sredine pogačice proti zadnjemu



Slika 4. Časovni potek temperature v kockici iz sredine kolena, hlajenega s hladilno manšeto (polna črta) in z ledenimi zavoji (črtkana).



Slika 5. Razporeditev temperature na prerezu skozi sredino kolena po dveh urah hlajenja s hladilno manšeto (polna črta) in z ledenimi zavoji (črtkana).

delu kolena) po dveh urah simulacije. Ponovno ugotovimo, da je hladilna manšeta bolj učinkovita, saj se ledeni zavoj segreva in po dveh urah dosega okoliško temperaturo. Zunanje plasti kolena ob koži se ob uporabi hladilne manšete ohladijo tudi pod 10 °C, precej bolj kot pri ledenih zavojih. Povprečna temperatura v prikazanem področju je bila po dveh urah ohlajanja za približno 4 °C nižja, če smo uporabili hladilno manšeto namesto ledenih zavojev.

ZAKLJUČKI

Simulirali – in na ta način primerjali – smo dva načina ohlajanja kolena. Tkiva se ohlajajo zaradi lokalnega hlajenja in segrevajo zaradi presnove in pritoča tople krvi preko žil. Naši rezultati kažejo, da je pri ohlajanju s hladilno manšeto po ohladitev tkiv bistveno bolj izrazita in stalna, ravnovesje je doseženo po približno dveh urah. Pri ohlajanju z ledenimi zavoji je najnižja temperatura dosežena po eni uri, nato pa se učinkovitost hlajenja manjša in temperatura tkiv se prične dvigati, po dveh urah skoraj doseže normalno telesno temperaturo. Ta razlika je pomembna, saj lahko dolgotrajno hlajenje s stalno nizkimi temperaturami močno ohladi povrhnja tkiva, zlasti kožo, kjer temperatura pade tudi pod 10 °C, kar je že nevarno za nastanek poškodb tkiva zaradi mraza.

Zaradi računске zahtevnosti simulacije smo izvedli tudi računanje na 32 vzporednih računalnikih. Pospešitev je bila 8 pri 12 in 12,3 pri 32 računalnikih. Z 32 računalniki je bila simulacija za 20 odstotkov hitrejša od resničnega dogajanja.

Temperature, ki smo jih dobili s simulacijo, smo prikazali grafično. Vidimo, da se njihova oblika ujema z našimi pričakovanji. Tudi količinsko se naši rezultati ujemajo z nekaterimi objavljenimi meritvami (14, 15). Z opisano metodo lahko predvidimo temperaturo na določenem kritičnem mestu oziroma tkivu v kolenskem sklepu in ocenimo učinkovitost morebitnih novih metod ohlajanja.

Opisana metoda še ni zrela za rutinsko uporabo ter ima še nekaj pomanjkljivosti, ki bi jih bilo treba v prihodnje odpraviti. 3D-model kolenskega sklepa vsebuje zaradi zahtevne segmentacije (določanje tkiv iz slike prereza

kolena) še nekaj napak, na primer prekinjene kolenske vezi (glej sliko 1). Nekatere manjše žile niso vključene v model in tudi presnova je upoštevana samo približno. Matematični model bi lahko še izboljšali oziroma izpopolnili, dodali bi lahko na primer simulacijo pretoka temperature skozi kapilare.

Z opisanimi postopki lahko proučujemo nove metode ohlajanja različnih delov telesa in ob različnih zunanjih pogojih. V prihodnje bo treba podrobneje analizirati simulacijske rezultate. Poskusili bomo pojasniti vpliv temperature hladilne tekočine na dolgoročno ohlajanje kolena (16) in najti optimalno temperaturo hladilne tekočine (17). Isti model, z manjšimi prilagoditvami, lahko uporabljamo tudi za simulacije drugih dogajanj v kolenu, npr. simuliranje prenosa sil med hojo ali simulacijo obremenitve posameznih delov sklepa pri normalni ali spremenjeni anatomiji, po poškodbah ali operacijskih posegih ipd. Na enak način je pripravljen tudi model srca. Prostorska modela kolena in srca sta, za raziskovalne namene, na voljo pri avtorjih članka.

DODATEK

Podrobnejši opis matematičnega modela

Celoten izračun smo izpeljali iz difuzijske enačbe, ki opisuje prenos toplote v trdnih snoveh zaradi temperaturnih razlik. Enačba predpisuje, da topli deli segrevajo hladnejše in hladnejši ohlajajo toplejše, dokler se ne vzpostavi ravnotežno stanje. Uporaba metode končnih razlik nam da toliko enostavnih linearnih enačb, kolikor je kockic. Enačbo za posamezno kockico s prostorskimi koordinatami (i, j, k), ki je iz enake snovi kot njene sosede, lahko zapišemo kot

$$\frac{T_{i,j,k}^{(h+1)} - T_{i,j,k}^{(h)}}{\Delta t} = D_{i,j,k} \left[\frac{T_{i+1,j,k}^{(h)} - 2T_{i,j,k}^{(h)} + T_{i-1,j,k}^{(h)}}{\Delta x^2} + \frac{T_{i,j+1,k}^{(h)} - 2T_{i,j,k}^{(h)} + T_{i,j-1,k}^{(h)}}{\Delta y^2} + \frac{T_{i,j,k+1}^{(h)} - 2T_{i,j,k}^{(h)} + T_{i,j,k-1}^{(h)}}{\Delta z^2} \right],$$

kjer je $T_{i,j,k}^{(h)}$ približna vrednost temperature v točki (i, j, k) v h -tem časovnem koraku, torej $T(i\Delta x, j\Delta y, k\Delta z)$ v času $h\Delta t$, $D_{i,j,k}$ pa difuzijski količnik te kockice. Z Δx , Δy in Δz so označene razdalje med dvema sosednjima točkama v prostoru in z Δt dolžina časovnega koraka med dvema zaporednima izračunoma. Gornjo enačbo zapišemo za vse kockice v matrični obliki

$$\mathbf{M}T^{(h)} + T_b = T^{(h+1)},$$

kjer je \mathbf{M} matrika količnikov, $T^{(h)}$ vektor približkov temperatur $T_{i,j,k}^{(h)}$ vseh kockic in T_b vektor temperatur robnih kockic, ki predpisujejo robne pogoje. Matrika \mathbf{M} je redka, saj ima v vsaki vrstici le 7 od nič različnih elementov, to je tistega, ki pripada izbrani kockici, in tiste, ki predstavljajo vpliv sosednjih kockic. Če začnemo z začetnim vektorjem temperatur $T^{(0)}$, lahko z zaporedno uporabo enačbe izračunamo temperaturo $T^{(h)}$ za katerikoli $h > 0$. V vsakem koraku moramo pomnožiti matriko z vektorjem in rezultatu prišteti vektor, zato je število potrebnih izračunov v vsakem časovnem koraku enako kar $7 \times N$, pri čemer je N število vseh kockic.

Časovni korak mora biti dovolj majhen, da ostane računanje stabilno. Iz teorije sledi, da je časovni korak simulacije Δt v 3D omejen z naslednjo neenačbo

$$\Delta t \leq \frac{(\min\{\Delta x, \Delta y, \Delta z\})^2}{6 \max D(x, y, z)},$$

ki je v našem primeru zahtevala časovni korak $\Delta t = 0,005$ sekunde.

Izvedba na vzporednem računalniku

Če uporabimo le en računalnik, ki ima toliko pomnilnika, da so v njem shranjeni vsi podatki in rezultati, lahko računanje traja zelo dolgo. Iz opisa v prejšnjem poglavju lahko razberemo, da so izračuni v vsakem časovnem koraku neodvisni in jih lahko opravimo vzporedno. Podatke razdelimo med procesorje tako, da vsakemu dodelimo enako število zaporednih rezin. Po vsakem koraku je potrebna izmenjava vrednosti na kockicah mejnih rezin, ki so nameščene na sosednjih procesorjih. Izmenjavo

vrednosti izvedemo s prenosom sporočil med procesorji.

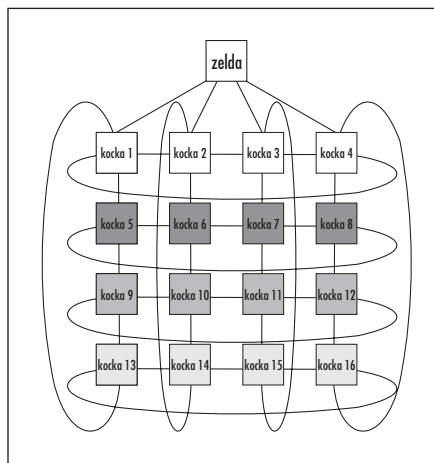
Za izračun simuliranih vrednosti modela velikosti N kockic na P vzporednih procesorjih, povezanih v mrežo, potrebujemo za vsak korak približno $7 \times N/P$ operacij s plavajočo vejico in izmenjavo podatkov ene rezine med dvema neposredno povezanima procesorjema, ki jih je v našem primeru $175 \times 195 = 14625$.

Pospešitev z vzporednim računalnikom

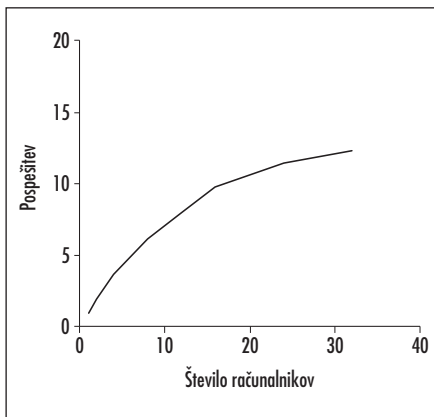
Najprej smo napisali simulacijski program, ki smo ga izvajali le na enem procesorju. Ker je izvajanje programa trajalo zelo dolgo (nekaj deset ur), smo naš program predelali tako, da smo ga lahko izvajali tudi na vzporednem računalniku, sestavljenem iz sedemnajstih dvoprocorskih računalnikov, povezanih z gigabitnimi povezavami (slika 6). Vsak računalnik vsebuje:

- dva 64-bitna procesorja (AMD Opteron 244),
- 1024 MB RAM,
- 160 GB trdi disk,
- šest gigabitnih Ethernet vmesnikov ($2 \times$ Broadcom BCM5704C + $4 \times$ Intel Pro 1000 MT),
- en Fast Ethernet port.

Na vseh računalnikih je nameščen operacijski sistem Fedora Core 2 Linux z jedrom 2.6.8-1.521smp. Za prenos sporočil in podatkov smo uporabili knjižnico LAM/MPI v3.0.7.



Slika 6. Shematski prikaz vzporednega računalnika z 32 procesorji, povezanimi v mrežo.



Slika 7. Pospešitev računanja na vzporednem računalniku.

Podatke smo razporedili na vse procesorje, kot smo opisali v prejšnjem poglavju. Izvajanje programa na enem procesorju je bilo 11-krat počasnejše od realnosti, torej 22 ur. Z vzporednim računalnikom pa je bila simulacija na 32 procesorjih končana približno v 100 minutah, kar je 1,2-krat hitreje od realnosti. Pospešitev vzporednega računanja, ki je razmerje med časoma računanja na enem računalniku in na vzporednih računalnikih, je prikazana na sliki 7 in je pri 32 procesorjih enaka malo več kot 12. Vidimo, da pospešitev ni neposredno sorazmerna številu procesorjev, saj se pri večjem številu čas računanja zmanjša, čas potreben za prenos podatkov med procesorji pa ne.

LITERATURA

1. Barber FA. A comparison of crushed ice and continuous flow cold therapy. *Am J Knee Surg* 2000; 13 (2): 97-101.
2. Knight KL. *Cryotherapy: theory, technique and physiology*. Chattanooga: Chatanooga Corporation; 1985.
3. Ho SS, Coel MN, Kagawa R, et al. The effects of ice on blood flow and bone metabolism in knees. *Am J Sports Med* 1994; 22 (4): 537-40.
4. Hubbard TJ, Denegar CR. Does cryotherapy improve outcomes with soft tissue injury. *J Athl Train* 2004; 39 (3): 278-9.
5. Shelbourne K, Nitz P. Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction, *Am J Sports Med* 1990; 18 (3): 292-9.
6. McGuire DA, Hendricks SD. Incidences of frostbite in arthroscopic knee surgery postoperative cryotherapy rehabilitation. *Arthroscopy* 2006; 22 (10): 1141e1-e6.
7. Kumar V, Grama A, Gupta A, et al. *Introduction to parallel computing - design and analysis of algorithms*. Redwood City: Benjamin/Cummings; 1994.
8. Heath MT. *Scientific computing: an introductory survey*, 2nd ed. New York: McGraw-Hill; 2002.
9. Donahue TLH, Hull ML, Rashid MM, et al. A finite element model of the human knee joint for the study of tibio-femoral contact. *J Biom Eng-Trans Asme* 2002; 124 (3): 273-80.
10. Visible human dataset. National Library of Medicine, Bethesda; 1997.
11. Trobec R, Slivnik B, Gersak B, et al. Computer simulation and spatial modelling in heart surgery. *Comp Biol Med* 1998; 28 (4): 393-403.
12. Grana WA. Cold modalities. In: DeLee JC, Drez D, eds. *Orthopaedic sports medicine: principles and practice*. Philadelphia: W. B. Saunders; 1994. p. 203-7.
13. McMaster WC, Liddle S, Waugh TR. Laboratory evaluation of various cold therapy modalities. *Am J Sports Med* 1978; 6 (5): 291-4.
14. Trunk P, Trobec R, Gersak B. Measurement of porcine heart temperatures. *Pflügers Arch*. 2000; 440 (5 Suppl): R132-3.
15. Inchausti GS, Martín JV, Fernández CV. Effect of Arthroscopy and Continuous Cryotherapy on the Intra-articular Temperature of the Knee. *Arthroscopy* 2005; 21 (5): 552-6.
16. Dervin GF, Taylor DE, Keene GC. Effects of cold and compression dressings on early postoperative outcomes for the arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction patient. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998; 27 (6): 403-6.
17. Dahlstedt L, Samuelson P, Dalén N. Cryotherapy after cruciate knee surgery. Skin, subcutaneous and articular temperatures in 8 patients. *Acta Orthop Scand* 1996; 67 (3): 255-7.