

APATINIŲ GALŪNIŲ ĮTVARŲ ILGAAMŽIŠKUMO TYRIMAS

Oleg Ardatov¹, Andžela Šešok²

Vilniaus Gedimino technikos universitetas

El. paštas: ¹oleg.ardatov@vgtu.lt; ²andzela.sesok@vgtu.lt

Santrauka. Straipsnyje nagrinėjama čiurnos sąnario įtvarų patvarumo problema ir nustatoma jos sprendimo metodika. Kompiuterinio modeliavimo būdu, naudojant *SolidWorks* programinę įrangą, sudaromi įtvarų modeliai, apskaičiuojamos veikiančios apkrovos, atliekami įtempių ir poslinkių pasiskirstymo tyrimai ir modelių nuovargio bandymai. Atsižvelgiant į tyrimų rezultatus, nustatoma įtvarų iš aukštatemperatūrų plastikų taikymo metodika.

Reikšminiai žodžiai: čiurnos sąnario biomechanika, ortopedija, apatinių galūnių įtvarai, ilgaamžiškumo tyrimai.

Įvadas

Pastaruoju metu dėl įvairių priežasčių intensyviai plinta sąnarių ligos, kurios turi įtakos sergančiojo darbingumui ir gali tapti neįgalumo priežastimi. Žmogaus darbingumą ypač apriboja apatinių galūnių sąnarių ligos, nes jos gerokai sumažina žmogaus judrumą ir judėjimo galimybes (Lasanianos *et al.* 2011). Svarbus yra gydymo procesas, kurio efektyvumas labai priklauso nuo naudojamų techninių priemonių ir jų savybių. Dažnai skiriama sužaloto sąnario imobilizacija. Šiam tikslui naudojamos techninės medicinos priemonės – įtvarai. Įtvaro tinkamumas lemia sveikatos atgavimo spartą, kokybę ir komfortabilumą (Finestone *et al.* 1999; Brodsky *et al.* 2007; Lenhart *et al.* 2008).

Atsižvelgiant į tai, kad sąnarių ligų gydymo procesas paprastai trunka ilgą laiką ir pacientui įtvaru neretai tenka naudotis visą gyvenimą, ypač svarbi įtvaro savybė yra ilgaamžiškumas, todėl šiame straipsnyje ir tiriamas apatinių galūnių įtvaro ilgaamžiškumas. Ši savybė lemia įtvaro pritaikymą atsižvelgiant į paciento ligą ir kūno sudėjimo ypatumus. Tinkamas įtvaro pritaikymas lemia sveikatos atgavimo tikslą – kuo greitesnį žmogaus integravimą į normalų, visapusišką gyvenimą, darbingumo susigrąžinimą ir galimybę grįžti į profesinę sritį. O tai naudinga ne tik pačiam žmogui, bet ir valstybei.

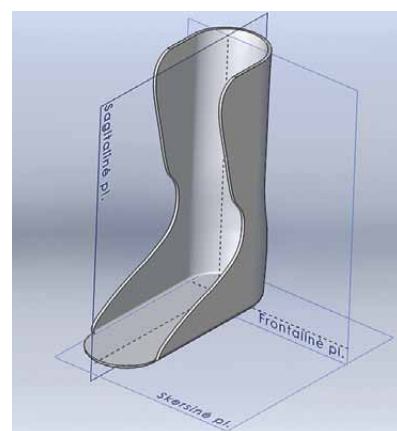
Apatinių galūnių įtvarų ilgaamžiškumo klausimas nebuvo išsamiai apžvelgiamas mokslinėje techninėje ir medicinos literatūroje, o įtvaras pacientui buvo parenkamas atsižvelgiant į medžiagos, iš kurios jis pagamintas, mechanines savybes (Finestone *et al.* 1999; Brodsky *et al.* 2007), nediferencijuojant skirtumo tarp įtvaro ilgaamžiškumo ir jo medžiagos ilgaamžiškumo (Davis *et al.* 2011; Shaofu *et al.* 2001).

Šio darbo tikslas – ištirti čiurnos įtvaro (Ankle-Foot Orthosis AFO) ilgaamžiškumą, atsižvelgiant į medžiagos, iš kurios jis pagamintas, savybes, ir sudaryti metodiką, leidžiančią detaliau įvertinti įtvarų tinkamumą įvertinant ilgaamžiškumo ir kitas ypatybes kiekvienu konkrečiu atveju.

Įtvaro modeliavimas

Remiantis antropometrinėmis normomis ir somatografijos principais (Ethier *et al.* 2007) buvo sukurtas trimatis čiurnos sąnario įtvaro modelis skaitmeninėje *SolidWorks* aplinkoje (1 pav.).

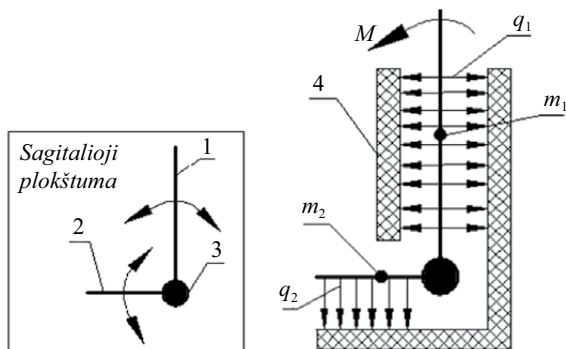
Kadangi didžiausios ir reikšmingiausios įtvarą veikiančios apkrovos yra sagitaliojoje plokštumoje, tai leidžia supaprastinti čiurnos sąnario įtvaro modelio apkrovimo



1 pav. Čiurnos sąnario įtvaro erdvinis modelis, sudarytas *SolidWorks* aplinkoje

Fig. 1. Model for the splint of the ankle joint made in the *SolidWorks* environment

schematizaciją. Taip pat svarbu atskirti statines ir dinamines apkrovas. Nagrinėjamosios sistemos supaprastinta sandara, kinematika ir statinių jėgų pasiskirstymas pateiktas 2 pav.



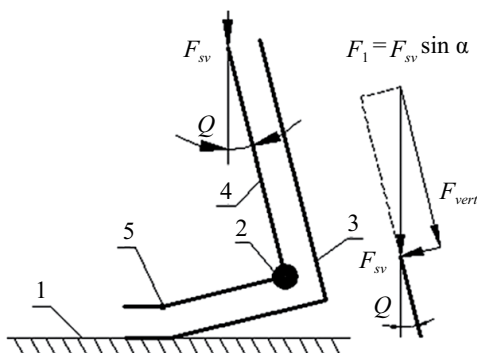
2 pav. Čiurnos sąnario modelis: 1 – blauzda; 2 – pėda; 3 – sąnarys; 4 – įtvaras

Fig. 2. The model of the ankle joint: 1 – shin, 2 – foot, 3 – joint, 4 – splint

2 paveiksle parodytos statinės apkrovos, veikiančios žmogui stovint. Čia q_1 – paskirstytoji apkrova, kurią nulemia kontaktas tarp blauzdos ir įtvaro. Apkrova q_2 susidaro dėl pėdos spaudimo į apatinį įtvaro paviršių. Pažymėtina, kad apkrovos dydis žmogui stovint ant abiejų kojų yra lygus pusei jo svorio. Ilgaamžiškumo požiūriu, šios schemas pavojingiausia apkrova yra lenkimo momentas M , kuris susidaro dėl to, kad kūno svorio jėgos linija yra keletą centimetrų priekyje nuo čiurnos sąnario skersinės ašies.

Svarbu įvertinti dinamines apkrovas, kurios susidaroėjimo metu. Žmogaus svorio jėga sukelia įtvaro lenkimą. Jėgos veikimo schema pateikta 3 pav.

Norint pradėti nuovargio tyrimą, turi būti atlikti įtempių pasiskirstymo tyrimai, kartu įvertinant įtvaro modelio



3 pav. Dinaminės jėgos ėjimo metu: 1 – pagrindas; 2 – sąnarys; 3 – įtvaras; 4 – blauzda; 5 – pirštų sulenkimo vieta, F_{sv} – žmogaus svorio jėga, F_1 – lenkiančioji kūno svorio jėgos dedamoji

Fig. 3. Dynamic forces during walk: 1 – basic; 2 – joint; 3 – splint; 4 – shin; 5 – the place of toe bending; F_{sv} – human gravitation force; F_1 – a bending component of body gravitation force

poslinkius. Trimačio objekto poslinkius apibrėžia vektorius, kurio pavidalas yra toks:

$$\{U\}^T = [u(x, y, z, t), v(x, y, z, t), w(x, y, z, t)]. \quad (1)$$

Daroma prielaida, kad medžiaga yra izotropinė, tuomet įtempių

$$\{\sigma\}^T = [\sigma_{xx}, \sigma_{yy}, \sigma_{zz}, \sigma_{xy}, \sigma_{yz}, \sigma_{zx}] \quad (2)$$

ir deformacijų

$$\{\varepsilon\}^T = [\varepsilon_{xx}, \varepsilon_{yy}, \varepsilon_{zz}, \varepsilon_{xy}, \varepsilon_{yz}, \varepsilon_{zx}] \quad (3)$$

vektorių įgauna tokį pavidalą:

$$\{\sigma\} = [D]\{\varepsilon\}, \quad (4)$$

čia $[D]$ – tamprumo matrica:

$$[D] = \frac{E}{(1+\mu)(1-2\mu)} \begin{bmatrix} 1-\mu & \mu & \mu & 0 & 0 & 0 \\ \mu & 1-\mu & \mu & 0 & 0 & 0 \\ \mu & \mu & 1-\mu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\mu}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\mu}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\mu}{2} \end{bmatrix},$$

čia E – medžiagos tamprumo modulis, μ – Puasono koeficientas.

Deformacijų ir poslinkių priklausomybė įgauna tokį pavidalą:

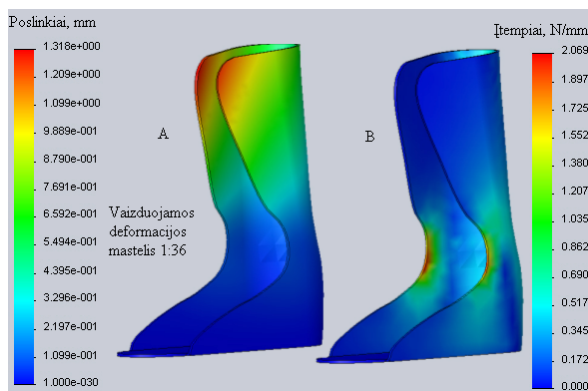
$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ \varepsilon_{xy} \\ \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{zx} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{1}{2} \left[\left(\frac{\delta u}{\delta x} \right)^2 + \left(\frac{\delta v}{\delta x} \right)^2 + \left(\frac{\delta w}{\delta x} \right)^2 \right] \\ \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{1}{2} \left[\left(\frac{\delta u}{\delta y} \right)^2 + \left(\frac{\delta v}{\delta y} \right)^2 + \left(\frac{\delta w}{\delta y} \right)^2 \right] \\ \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{1}{2} \left[\left(\frac{\delta u}{\delta z} \right)^2 + \left(\frac{\delta v}{\delta z} \right)^2 + \left(\frac{\delta w}{\delta z} \right)^2 \right] \\ \left(\frac{\delta u}{\delta y} + \frac{\delta v}{\delta x} \right) + \left(\frac{\delta u}{\delta x} \frac{\delta u}{\delta y} + \frac{\delta v}{\delta x} \frac{\delta v}{\delta y} + \frac{\delta w}{\delta x} \frac{\delta w}{\delta y} \right) \\ \left(\frac{\delta v}{\delta z} + \frac{\delta w}{\delta y} \right) + \left(\frac{\delta u}{\delta z} \frac{\delta u}{\delta y} + \frac{\delta v}{\delta z} \frac{\delta v}{\delta y} + \frac{\delta w}{\delta z} \frac{\delta w}{\delta y} \right) \\ \left(\frac{\delta u}{\delta y} + \frac{\delta v}{\delta x} \right) + \left(\frac{\delta u}{\delta x} \frac{\delta u}{\delta z} + \frac{\delta v}{\delta z} \frac{\delta v}{\delta x} + \frac{\delta w}{\delta y} \frac{\delta w}{\delta z} \right) \end{Bmatrix}. \quad (5)$$

Taip pat svarbu apibrėžti apkrovos ciklą. Šiuo atveju apkrovos ciklas yra vienas žingsnis, kuris susidaro iš mosto ir atramos fazių. Įtvaras skiriamas dviem metams. Laikoma, kad žmogus per dieną atlieka 9000 žingsnių, t. y. numatoma 9000 ciklų per dieną. Nustatomas apkrovos ciklų skaičius per visą eksploatacijos laikotarpį: $9000 \cdot 365 \cdot 2 = 6,57 \cdot 10^6$ ciklų. Iš pradžių atliekami įtempių ir poslinkių tyrimai, įvertinant blauzdos ir įtvaro

ro sąveiką, sprendžiamas kontaktinis uždavinys. Paskui atliekami nuovargio bandymai. Tai leis optimizuoti įtvarų parinkimą kartu atsižvelgiant į paciento poreikius, ypatumus ir tinkamai derinti medžiagos tipą ir storį.

Modeliavimo rezultatai

Didžiausi įtvaro modelio, sprendžiant kontaktinį uždavinį, įtempiai ir poslinkiai būna, kai yra kūno svorio jėgos horizontaliosios dedamosios poveikis. Jie kaip ir tuščio įtvaro modelio apkrovimo atveju buvo aptikti esant 150 N apkrovai (100 kg svorio pacientas) ir 3 mm modelio iš polipropileno storiui (4 pav.).



4 pav. Deformuotas modelis po bandymo: A – poslinkių pasiskirstymas; B – įtempių pasiskirstymas

Fig. 4. The deformed model after testing: A – strain distribution; B – stress distribution

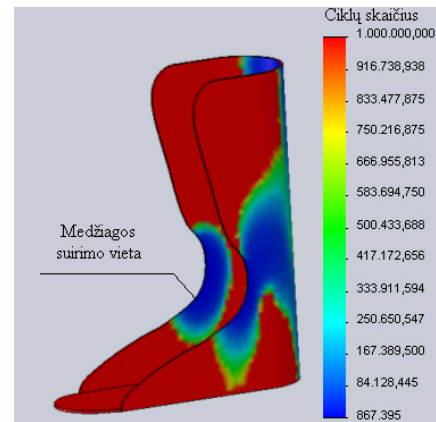
Didžiausių įtempių koncentracijos vietose nėra stambių perėjimų, dėl to neatsiranda papildomų įtempių koncentratorių, kurie gali tapti mikroplyšių židiniai. Tačiau dėl kontakto tarp įtvaro ir kojos vyksta sudėtinga įtvaro deformacija ir papildomas medžiagos gniuždymas ir tempimas gretimose vietose, o tai turi neigiamą poveikį įtvaro patvarumui. Taip pat reikia pažymėti asimetrinį įtempių ciklą dėl sudėtingos įtvaro formos.

Be to, reikia atkreipti dėmesį į susidarančių įtempių dydį. Visų bandymų atvejais jie neviršija 10–20 % leistinų įtempių dydžio, o didžiausias poslinkis, esant mažiausiam įtvaro storiui ir didžiausiai veikiančiai apkrovai, buvo 0,0015 mm. Tokios įtempių ir poslinkių reikšmės esant momentinei įtvaro apkrovai nėra pavojingos. Tačiau reikia iširti modelio elgseną esant ciklinei apkrovai ir tuo tarpu įvertinti įtvaro patvarumą. Šiam tikslui, remiantis įtempių pasiskirstymo analize ir PE ir PP nuovargio kreivėmis, buvo atliekama įtvaro kompiuterinio modelio ilgaamžiškumo analizė.

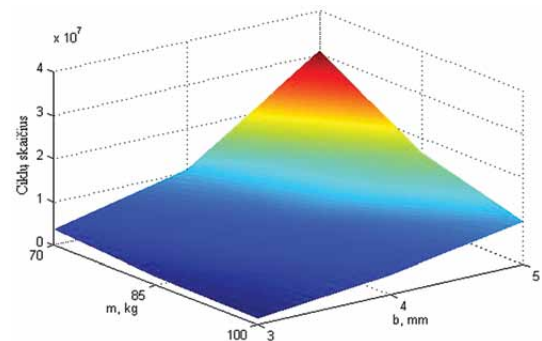
Gautos įtvarų modelių būdingos lūžio vietos ir jas atitinkantys ciklų skaičiai. Mažiausiai atlaikė 3 mm storio polipropileno modelis, kuris buvo skirtas 100 kg svorio pacientui (5 pav.).

Ciklų skaičiai, kuriuos atlaikė modeliai, priklausomai nuo medžiagos sluoksnio storio ir veikiančių apkrovų dydžio, yra pateikti 6 ir 7 paveiksluose.

Kaip matyti iš 6 ir 7 pav., modeliai iš aukštemperatūrio polietileno yra patvaresni už modelius, pagamintus iš polipropileno, todėl polietilenas yra tinkamesnė medžiaga įtvarams gaminti.

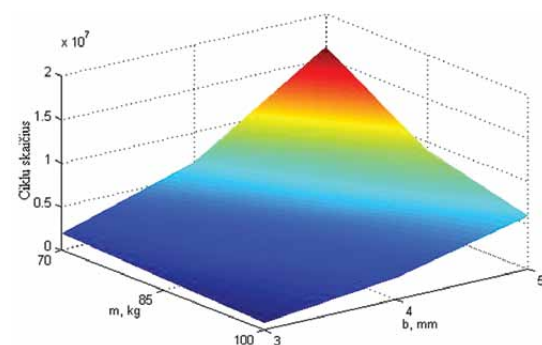


5 pav. Modelio būdingos lūžio vietos
Fig. 5. The point of model crack



6 pav. Modelio, pagaminto iš polietileno, patvarumo priklausomybė nuo paciento svorio (kg) ir medžiagos storio (mm)

Fig. 6. The dependence of polyethylene model durability on the patient's weight (kg) and the thickness of a material (mm)



7 pav. Modelio iš polipropileno patvarumo priklausomybė nuo paciento svorio (kg) ir medžiagos storio (mm)

Fig. 7. The dependence of polypropylene model durability on the patient's weight (kg) and the thickness of a material (mm)

Išvados

Sukurtas kompiuterinis čiurnos sąnario įtvoro modelis, leidžiantis prognozuoti įtvoro darbo resursą ir atlikti tinkamą įtvoro parinkimą atsižvelgiant į paciento svorį, aukštį, judrumo laipsnį bei į įtvoro medžiagos patvarumo savybes. Ilgaamžiškumo požiūriu polietilenas yra gerokai pranašesnis už polipropilena. Dėl to apatinių galūnių (taip pat ir čiurnos) sąnarių įtvorams gaminti pageidaujama konstrukcinė medžiaga yra polietilenas. Polipropilenas gali būti naudojamas atskirais atvejais – įtvorams, kurių medžiagos storis yra ne mažesnis kaip 5 mm, žmonėms, kurių judrumo laipsnis yra mažesnis (dėl didesnių įtvorų iš polipropileno deformacijų). Žmonėms, kurių svoris yra didesnis kaip 70 kg, turi būti taikomi ne mažesnio kaip 4 mm storio įtvorai iš polietileno, kadangi esant tokio dydžio apkrovai 3 mm storio įtvorų darbo resursas yra nepakankamas. Taigi, 3 mm storio įtvorai gali būti taikomi tik vaikams arba mažo svorio pacientams. 4 mm storio įtvorai iš polietileno gali būti taikomi mažo ir vidutinio svorio pacientams, nes esant 70–85 kg pacientų svoriui, jų ilgaamžiškumo savybės išlieka patenkinamos. Didensio svorio pacientams (85–100 kg) rekomenduojama taikyti 5 mm storio įtvorus, pagamintus iš polietileno.

Literatūra

- Brodsky, J. W.; Pollo, F. E.; Cheleuitte, D.; Baum, B. S. 2007. Physical properties, durability, and energy-dissipation function of dual-density orthotic materials used in insoles for diabetic patients, *Foot Ankle Int* 28(8): 88–889. <http://dx.doi.org/10.3113/FAI.2007.0880>
- Davis, J. 2011. Anatomy and biomechanics of the foot and ankle, *Orthopaedics and Trauma* 25(4): 279–286.
- Ethier, C. R.; Simmons, C. A. 2007. *Introductory Biomechanics: From Cells to Organisms*. Cambridge University Press. 536 p. <http://dx.doi.org/10.1017/CBO9780511809217>
- Finestone, A.; Giladi, M.; Elad, H.; Salmon, A.; Mendelson, S.; Eldad, A.; Milgrom, Ch. 1999. Prevention of Stress Fractures Using Custom Biomechanical Shoe Orthoses, *Clinical Orthopaedics & Trauma* 360 (March): 182–190.
- Lasanianos, N. G.; Lyras, D. N.; Mouzopoulos, G.; Tsutseos, N.; Garnavos, Ch. 2011. Early mobilization after uncomplicated medial subtalar dislocation provides successful functional results, *Orthopaed Traumatol* 12: 37–43.
- Lenhart, R. L.; Sumarriva, N. 2008. *Design of Improved Ankle-Foot Orthosis*. University of Tennessee Honors Thesis Projects. Available from Internet: http://trace.tennessee.edu/utk_chanhonoproj/1204
- Shaofu, W., et al. 2001. Defect Analysis and High Density Polyethylene Pipe Durability, *Plastics Failure Analysis and Prevention* 21: 281–287.

RESEARCH ON THE DURABILITY OF THE SPLINTS OF LOWER LIMBS

O. Ardatov, A. Šešok

Abstract

The paper presents research on the durability of the splint of the ankle joint and suggests a solution to the raised problem of the fatigue behaviour of the splint of the ankle joint. With the help of computer aided modelling and *SolidWorks* software, the model of the splint of the ankle joint has been created. The article analyses social problems, ankle joint biomechanics and describes modelling methods and results of the fatigue test.

The results of research show instructions on the use and adaptation of the splints of the ankle joint made of high density polyethylene and polypropylene. The models produced from high density polyethylene were rather enduring ($3 \cdot 10^7$ cycles of load) compared to those made of polypropylene ($1,6 \cdot 10^7$ cycles of load). Thus, the use of polyethylene splints should be extended at bigger loads. Polypropylene splints can be used in cases under smaller load (the weight of a splint user should not exceed 70 kg) thus increasing the thickness of the material.

Keywords: ankle joint biomechanics, splints of lower limbs, durability research, fatigue test.