

23. Urbanska M, Szajewska H. The efficacy of *Lactobacillus reuteri* DSM 17938 in infants and children: a review of the current evidence. *Eur J Pediatr* 2014;173:1327–37.
24. Sung V, Collett S, de Gooyer T, Hiscock H, Tang M, Wake M. Probiotics to prevent or treat excessive infant crying: systematic review and meta-analysis. *JAMA Pediatr* 2013;167:1150–57.
25. Indrio F, Di Mauro A, Riezzo G *i sur*. Prophylactic use of probiotics in prevention of colic, regurgitation and functional constipation: a randomized clinical trial. *JAMA Paediatr* 2014;168:228–33.
26. Lindberg T. Infantile colic and small intestinal function: a nutritional problem? *Acta Paediatr* 1999;88:58–60.
27. Iacovou M, Ralston RA, Muir J, Walker KZ, Truby H. Dietary management of infantile colic: a systematic review. *Matern Child Health J* 2012;16:1319–31.
28. Evans RW, Fergusson DM, Allardyce RA, Taylor B. Maternal diet and infantile colic in breast-fed infants. *Lancet* 1981;1:1340–42.
29. Taubman B. Parental counseling compared with elimination of cow's milk or soy milk protein for the treatment of infant colic syndrome: A randomized trial. *Pediatrics* 1988;81:756–61.
30. Oggero R, Garbo G, Savino F, Mostert M. Dietary modifications versus dicyclomine hydrochloride in the treatment of severe infantile colics. *Acta Paediatr* 1994;83:222–25.
31. Hill DJ, Hudson IL, Sheffield LJ, Shelton MJ, Menahem S, Hosking CS. A low allergen diet is a significant intervention in infantile colic: results of a community-based study. *J Allergy Clin Immunol* 1995;96:886–92.
32. Hill DJ, Roy N, Heine RG *i sur*. Effect of a low-allergen maternal diet on colic among breastfed infants: a randomized, controlled trial. *Pediatrics* 2005;116:709–15.
33. *Drug and Therapeutics Bulletin*. Management of infantile colic. *Br Med J* 2013;347:4102.
34. Forsyth BWC. Colic and the effect of changing formulas: a double-blind, multiple-crossover study. *J Pediatr* 1989;115:521–26.
35. Jakobsson I, Lothe L, Ley D, Borschel MW. Effectiveness of casein hydrolysate feedings in infants with colic. *Acta Paediatr* 2000;89:18–21.
36. Lucassen PL, Assendelft WJ, Gubbels JW, van Eijk JT, Douwes AC. Infantile colic: crying time reduction with a whey hydrolysate: a double-blind, randomized, placebo-controlled trial. *Pediatrics* 2000;106:1349–54.
37. Savino F, Palumeri E, Castagno E *i sur*. Reduction of crying episodes owing to infantile colic: a randomized controlled study on the efficacy of a new infant formula. *Eur J Clin Nutr* 2006;60:1304–10.
38. Vandenplas Y, Alarcon P. Updated algorithms for managing frequent gastro-intestinal symptoms in infants. *Benef Microbes* 2014;2:1–10.
39. Berseth CL, Johnston WH, Stolz SI, Harris CL, Mitmesser SH. Clinical response to 2 commonly used switch formulas occurs within 1 day. *Clin Pediatr (Phila)* 2009;48:58–65.
40. Campbell JP. Dietary treatment of infant colic: a double-blind study. *J R Coll Gen Pract* 1989;39:11–4.
41. Lothe L, Lindberg T, Jakobsson I. Cow's milk formula as a cause of infantile colic: a double-blind study. *Pediatrics* 1982;70:7–10.
42. Agostoni C, Axelsson I, Goulet O *i sur*. Soy protein infant formulae and followon formulae: a commentary by the ESPGHAN Committee on Nutrition. *J Pediatr Gastroenterol Nutr* 2006;42:352–61.
43. Perry R, Hunt K, Ernst E. Nutritional supplements and other complementary medicines for infantile colic: a systematic review. *Pediatrics* 2011;127:720–33.

## FIZIKALNA SVOJSTVA SADRENIH ZAVOJA

### PHYSICAL PROPERTIES OF PLASTER BANDAGES

ANKO ANTABAK, BRANIMIR BARIŠIĆ, MATEJ ANDABAK, LUCIJA BRADIĆ,  
MELITA BRAJČINOVIĆ, TATJANA HARAMINA, DAMIR HALUŽAN, NINO FUCHS,  
SELENA ČURKOVIĆ, TOMISLAV LUETIĆ, JERKO ŠIŠKO, IVICA PRLIĆ\*

**Deskriptori:** Kalcijev sulfat; Sadreni zavoji; Ispitivanje materijala

**Sažetak.** Fizikalna svojstva sadrenih zavoja bitan su čimbenik u ostvarenju osnovne funkcije sadrenih imobilizacija (zadržavanje ulomaka kosti u dobrom položaju), a time izravno utječu na brzinu i kvalitetu cijeljenja prijeloma. U ovom radu mjere se fizikalna svojstva (masa, specifična težina, brzina sušenja, krutost i čvrstoća) i bilježe razlike sadrenog postupka, brzovežućih sadrenih zavoja širine 10 cm triju različitih proizvođača: Safix plus (Hartmann, Njemačka), Cellona (Lohman Rauscher, Austrija) i Gipsan (Ivo Lola Ribar d. o. o., Hrvatska). Sadreno je deset slojeva zavoja u pločice dimenzija 10 × 10 cm. Od svakog proizvođača načinjene su 24 pločice sadrene u vodi temperature 22 °C i isto toliko u vodi temperature 34 °C. Prosječna specifična težina originalnog pakiranja zavoja bila je: Cellona 0,52 g/cm<sup>3</sup>, Gipsan 0,50 g/cm<sup>3</sup>, Safix plus 0,38 g/cm<sup>3</sup>. Tri dana nakon sadrenja prosječna specifična težina pločica bila je: Gipsan 1,15 g/cm<sup>3</sup>, Safix plus 1,00 g/cm<sup>3</sup>, Cellona 1,10 g/cm<sup>3</sup>. Prosječna vlažnost od 50% pločica Safix i Cellona trajala je 18 sati, a pločica Gipsan 48 sati nakon sadrenja. Treći dan nakon sadrenja prosječna vlažnost pločica Gipsan bila je 30%, Safixa 24%, a Cellone 16%. Najveću krutost imale su pločice sadrenog zavoja Cellona sadrene vodom temperature 34 °C (11,75 ± 3,18 MPa), a najmanju (7,21 ± 0,9 MPa) pločice sadrenog zavoja Gipsan sadrene vodom temperature 22 °C. Sadreni zavoj Cellona, sadren vodom temperature 34 °C, pokazuje najveću čvrstoću materijala (4390 ± 838 MPa), a najmanju (771 ± 367 MPa) pločice sadrenog zavoja Gipsan sadrene vodom temperature 22 °C. Sadrenjem zavoja Cellona i Gipsan u toplijoj vodi (34 °C) pločice su bile veće krutosti i čvrstoće. Pločice Safix plus nemaju ovo svojstvo. Sve tri vrste sadrenih zavoja razlikuju se prema fizikalnim svojstvima. S obzirom na masu i specifičnu težinu prije i nakon sadrenja razlike su minimalne. Prema brzini sušenja, čvrstoći i krutosti postoje veće razlike.

\* Klinika za kirurgiju Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu, KBC Zagreb (prof. dr. sc. Anko Antabak, dr. med.; prof. dr. sc. Tomislav Luetić, dr. med.; Damir Halužan, dr. med.; Nino Fuchs, dr. med.), Medicinski fakultet Sveučilišta u Zagrebu (Branimir Barišić, cand. med.; Matej Andabak, cand. med.; Lucija Bradić, cand. med.; Melita Brajčinović, cand. med.), Zavod za materijale, Fakultet strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu, Katedra za materijale i tribologiju (doc. dr. sc. Tatjana Haramina, dipl. ing. mech.), Odjel za dječju kirurgiju, OB Kar-

lovac (Selena Čurković, dr. med.), Jedinica za dozimetriju zračenja i radiobiologiju, Institut za medicinska istraživanja i medicinu rada (dr. sc. Ivica Prlić, dipl. ing. fizike; Jerko Šiško, dipl. ing. fizike)

Adresa za dopisivanje: Prof. dr. sc. A. Antabak, Klinika za kirurgiju, Medicinski fakultet Sveučilišta u Zagrebu, KBC Zagreb, Kišpatičeva 12, 10000 Zagreb, e-mail: aantabak@kbc-zagreb.hr

Primljeno 22. lipnja 2015., prihvaćeno 30. listopada 2015.

**Descriptors:** Calcium sulfate; Casts, surgical; Materials testing

**Summary.** The physical properties of plaster bandages are a very important factor in achieving the basic functions of immobilization (maintaining bone fragments in the best possible position), which directly affects the speed and quality of fracture healing. This paper compares the differences between the physical properties of plaster bandages (mass, specific weight, drying rate, elasticity and strength) and records the differences in plaster modeling of fast bonding 10 cm wide plaster bandages, from three different manufacturers: Safix plus (Hartmann, Germany), Cellona (Lohman Rauscher, Austria) and Gipsan (Ivo Lola Ribar Ltd., Croatia). Plaster tiles from ten layers of plaster, dimension 10 x 10 cm were made. The total number of tiles from each manufacturer was 48. The water temperature of 22 °C was used for the first 24 tiles and 34 °C was used for the remainder. The average specific weight of the original packaging was: Cellona (0.52 g/cm<sup>3</sup>), Gipsan (0.50 g/cm<sup>3</sup>), Safix plus (0.38 g / cm<sup>3</sup>). Three days after plaster tile modeling an average specific weight of the tiles was: Gipsan (1.15 g/cm<sup>3</sup>), Safix plus (1.00 g/cm<sup>3</sup>), Cellona (1.10 g/cm<sup>3</sup>). The average humidity of 50% for Safix plus and Cellona plaster tiles was recorded 18 hours after modeling, while for the Gipsan plaster tiles, this humidity value was seen after 48 hours. On the third day after plaster modeling the average humidity of the plaster tiles was 30% for Gipsan, 24% for Safix and 16% for Cellona. Cellona plaster tiles made with 34 °C water achieved the highest elasticity (11.75±3.18 MPa), and Gipsan plaster tiles made with 22 °C had the lowest (7.21±0.9 MPa). Cellona plaster tiles made with 34 °C water showed maximum material strength (4390±838 MPa), and Gipsan plaster tiles made with 22 °C water showed the lowest material strength (771±367 MPa). The rigidity and strength of Cellona and Gipsan plaster are higher in tiles made in warmer water, and for Safix plus are higher in tiles made in cooler water. All three types of plaster differentiate in physical properties. The differences in mass and specific weight before and after plaster modeling are minimal. There are greater differences in drying rate, elasticity and strength between the three different plaster materials.

Liječ Vjesn 2015;137:372–376

Zdravstvene ustanove u Republici Hrvatskoj za imobilizaciju prijeloma koriste se sadrenim zavojima više različitih proizvođača. Redovito su svi deklarirani kao brzovežući, sličnih karakteristika, no međusobno se razlikuju prema fizikalnim svojstvima. Svojstva sadrenih zavojica treba dobro poznavati jer razlike u masi, specifičnoj težini, brzini sušenja pojedinog proizvoda mogu bitno izmijeniti postupak izrade imobilizacijske udlage. Krutost (modul elastičnosti) i čvrstoća (savojna čvrstoća) izrađenih sadrenih pripravaka izravno određuju funkcionalnost načinjene sadrene imobilizacije.<sup>1</sup> Sadra ili gips je mineral kalcijeva sulfata i vode. Zagrijavanjem na visokoj temperaturi kida se njegova kristalna struktura, gubi voda i nastaje anhidrit topljiv u vodi.<sup>2</sup> Posebnim tehnologijama anhidrit se nanosi na trake pamučne mrežice. Taj proizvod zovemo sadreni zavoj. Postupkom sadrenja sadrenim zavojem oblikuju se longete ili cirkularne gipsane imobilizacije. Njima se može ostvariti dostatna višetjedna stabilizacija ulomaka prelomljenih kostiju, što je preduvjet za njihovo cijeljenje. Za postizanje te funkcije nužno je rabiti sadrene zavojice poznatih fizikalnih svojstava da bismo minimalnim brojem slojeva sadrenog zavojica ostvarili dostatnu krutost, odnosno čvrstoću imobilizacije.<sup>3</sup> Postupak sadrenja započinje potapanjem zavojica u vodu. Sadreni zavoj postaje plastičan (dopušta modeliranje), istodobno se kemijskom egzotermičkom reakcijom stvara toplinska energija (moguće termičke ozljede kože).<sup>4-6</sup> Tijekom nekoliko desetaka minuta povezivanjem molekula kalcijeva sulfata gubi se svojstvo modeliranja, a sadreni zavoj postaje čvrst. Trajanje tog vremena (vezanja) u kojem je moguće sadreni zavoj modelirati, ovisi o aditivima koji su dodani sadri.<sup>7</sup> Modeliranje sadrene imobilizacije treba načiniti do početka vezanja, odnosno kada gips počinje oslobađati toplinu. Tehnički gledano, većina sadrenih imobilizacija može se načiniti za tri do pet minuta. Stoga su tvornički pripravci sadrenog materijala i priređeni tako da im vrijeme modeliranja traje manje od 3 minute (ekstrabrzovežući), 3 – 5 minuta (brzovežući) ili više od pet minuta (sporovežući). U praksi, gotovo redovito, rabe se brzovežući sadreni zavojici (vrijeme modeliranja 3 – 5 minuta) različitih proizvođača.<sup>8</sup> Neposredno nakon vremena vezanja gips je malene savojne čvrstoće i gotovo da nema krutosti, stoga se lako lomi, savija i puca. Sušenjem tijekom dana

ili dva povećava mu se krutost, postaje rigidan, otporan na savijanje. Za brzovežući sadreni zavoj proizvođači navode da se čvrstoća postiže već nakon 30 minuta, a suši se 12 – 24 sata nakon sadrenja.<sup>9,10</sup> Čvrstoća, otpornost na savijanje sadrene imobilizacije ovisi ponajprije o broju slojeva sadrenog zavojica (količini sadre) i postotku vlage u sadrenome materijalu koji čini imobilizaciju. Ne manje bitna jesu fizikalna svojstva sadrenih zavojica određena tehnologijom proizvodnje, poput mase, težine, vremena vezanja, intenziteta egzotermičke reakcije sadrenja, brzine sušenja i krutosti suhe sadrene imobilizacije (modul elastičnosti).

Postizanje otpornosti na savijanje (savojna čvrstoća) sadrene imobilizacije ovisi i o postupku sadrenja. Tako temperatura vode u koju se potapa sadreni zavoj mijenja kemijsku reakciju vezanja molekula kalcijeva sulfata.<sup>11</sup> Svaki proizvođač daje preporuku o temperaturi vode sadrenja za svoj proizvod (najčešće su to temperature od 20 do 25 °C), kako bi se postigla bolja plastičnost i krajnja čvrstoća imobilizacije.

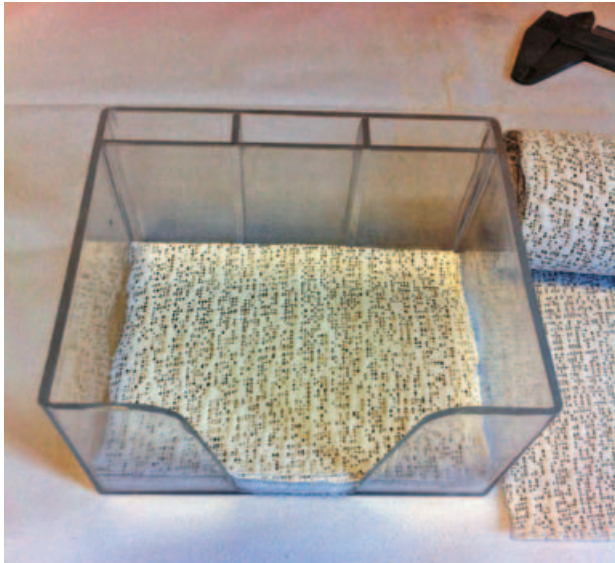
Do sada je istraživana čvrstoća sadrenih materijala ovisno o broju slojeva, temperaturi vode sadrenja i brzini sušenja.<sup>8,12,13</sup> Ta svojstva važna kliničarima proizvođači sadrenih zavojica nisu obvezni precizno deklarirati na svojem proizvodu. Fizikalna svojstva sadrenih materijala, koji su trenutačno na hrvatskom tržištu, nisu dostupna našoj stručnoj medicinskoj zajednici.

U ovom radu autori bilježe neka fizikalna svojstva sadrenih zavojica [masa, specifična težina, brzina sušenja, krutost (modul elastičnosti) i čvrstoća (savojna čvrstoća)] triju proizvođača koji su trenutačno dostupni na našem tržištu.

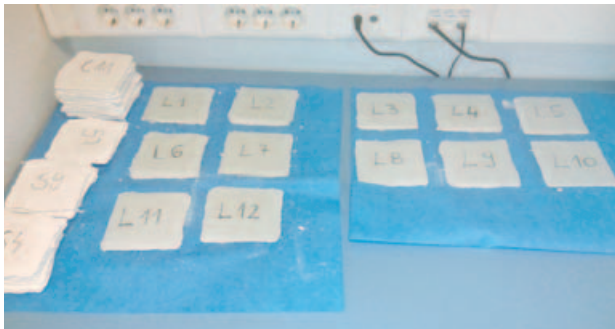
### Materijali i metode

Analizirani su brzovežući sadreni zavojici širine 10 cm, triju različitih proizvođača prisutnih na hrvatskom tržištu: Safix plus (Hartmann, Njemačka), Cellona (Lohman Rauscher, Austrija) i Gipsan (Ivo Lola Ribar d. o. o., Hrvatska). Svi su bili u originalnom pakiranju skladišteni u prostoru u kojem je provedeno mjerenje dva dana prije pokusa. Izrezani su zavojici na dužinu od 10 cm i slagani u 10 slojeva (slika 1.). Od zavojica svakog proizvođača načinjeno je po 48 takvih pripravaka (pločica). Pokus je načinjen u dva dijela. Prilikom prvog dijela temperatura zraka i vode u koju su pota-

pani pripravci bila je 22 °C. Svi pripravci sadrenog zavoja potapani su u vodu tri sekunde, a potom su položeni na suhu tvrdu podlogu (slika 2.). Od potapanja do početka mjerenja pripravak je modeliran, radi ravnomjernosti debljine i što



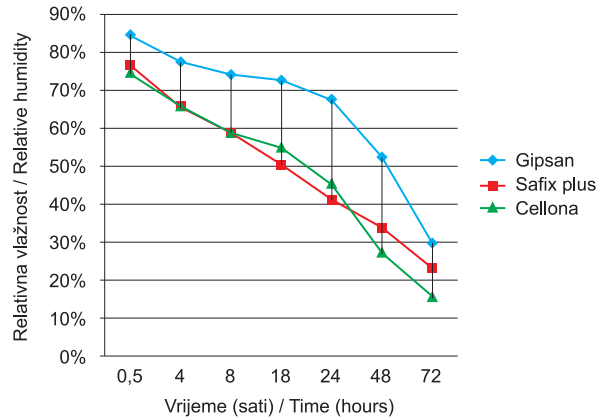
Slika 1. Priprema sadrenih pločica 10 × 10 cm (10 slojeva)  
Figure 1. Preparation of plaster tiles 10 × 10 cm (10 layers)



Slika 2. Pripravljene sadrene pločice  
Figure 2. Prepared plaster tiles



Slika 3. Određivanje vlažnosti sadrene pločice  
Figure 3. Determination of moisture plaster tiles



Slika 4. Brzine sušenja sadrenih zavoja  
Figure 4. The drying rate of plaster bandages

Tablica 1. Usporedba krutosti materijala (E) u odnosu prema temperaturi vode

Table 1. Comparison of stiffness of materials (E) in relation to the water temperature

Vrsta gipsa Type of plaster	Krutost materijala (E) Stiffness of materials (E) x ± SD (MPa)	
	Temperatura vode 22 °C Water temperature 22 °C	Temperatura vode 34 °C Water temperature 34 °C
Cellona	3461 ± 664	4390 ± 838
Safix	2055 ± 479	1345 ± 487
Gipsan	771 ± 367	1685 ± 497

x = aritmetička sredina / arithmetic mean  
SD = standardna devijacija / standard deviation  
MPa = megapaskal = izvedena jedinica za krutost materijala (modul elastičnosti) / Megapascal = derived unit for the material stiffness (modulus of elasticity)

Tablica 2. Usporedba savojne čvrstoće materijala (Rm) u odnosu prema temperaturi vode

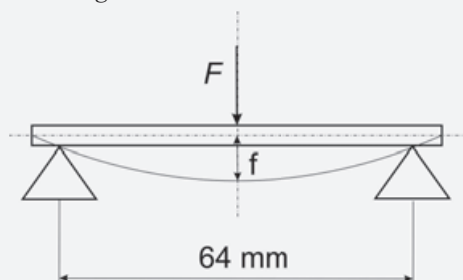
Table 2. Comparison of bending strength of materials (Rm) in relation to the water temperature

Vrsta gipsa Type of plaster	Savojna čvrstoća materijala (Rm) Bending strength of materials (Rm) x ± SD (MPa)	
	Temperatura vode 22 °C Water temperature 22 °C	Temperatura vode 34 °C Water temperature 34 °C
Cellona	8,53 ± 0,87	11,75 ± 3,18
Safix	9,37 ± 2,22	8,64 ± 0,75
Gipsan	7,21 ± 0,9	7,69 ± 0,28

x = aritmetička sredina / arithmetic mean  
SD = standardna devijacija / standard deviation  
MPa = megapaskal = izvedena jedinica za savojnu čvrstoću materijala / Megapascal = derived unit for bending strength of materials

homogenije popunjenosti slojeva. Prilikom drugog dijela pokusa sadrenja pripravaka, temperatura zraka bila je 22 °C, a vode u koju su potapani pripravci 34 °C. Ostali dio pokusa bio je jednak kao i u prvom dijelu ispitivanja. Kontrola vode i zraka načinjena je profesionalnom meteorološkom stanicom, ETH 880 Digital Thermo-Hygrometer (Oregon Scientific, Inc. Hong Kong). Za mjerenje vlažnosti upotrijebljen je profesionalni mjerač vlage, Gann Hydromette Compact B (Gann Mess-u. Regeltechnik GmbH, Gerlingen, Njemačka) (slika 3.). Mjerenje krutosti gipsa, tj. modula elastičnosti i savojne čvrstoće gipsa provedeno je na uni-



Dodatak 1. *Određivanje krutosti i čvrstoće sadrenih zavoja*Insert 1. *Determination of stiffness and strength of plaster bandages*Slika 5. *Shematski prikaz ispitivanja savojne čvrstoće i savojnog modula elastičnosti*Figure 5. *Schematic diagram of the test of bending strength and flexural modulus of elasticity.*

Savojna čvrstoća  $R_{m,s}$  određuje se iz maksimalne sile  $F_{max}$  kao / Flexural strength  $R_{m,s}$  is determined by the maximum force  $F_{max}$  as

$$R_{m,s} = \frac{3 \cdot F_{max} \cdot L}{2 \cdot b \cdot h^2}$$

gdje je / where:

- $R_{m,s}$  – savojna čvrstoća, Mpa / flexural strength, MPa,
- $F_{max}$  – maksimalna sila, N / maximum force, N
- $b$  – širina ispitnog uzorka, mm / width of the sample, mm
- $h$  – debljina ispitnog uzorka, mm / the thickness of the test sample, mm
- $L$  – razmak između oslonaca, mm / spacing between supports, mm

Pri manjim naprežanjima ne dolazi do plastične deformacije, već je odziv elastičan. U elastičnom području ovisnost naprežanja  $\sigma$  i istezanja  $\varepsilon$  je linearna, što je opisano Hookeovim zakonom  $\sigma = E \varepsilon$ . Faktor proporcionalnosti  $E$  naziva se modulom elastičnosti. Naprežanje pri savojnom opterećenju određuje se iz sile uz pomoć izraza:

$\sigma = \frac{3 \cdot F \cdot L}{2 \cdot b \cdot h^2}$ , dok se istezanje određuje iz progiba uz pomoć izraza:  $\varepsilon = \frac{6 \cdot f \cdot h}{l^2}$ . Iz Hookeova zakona modul elastičnosti može se izraziti kao:  $E_s = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \tan \alpha$ . Savojni modul elastičnosti  $E_s$  izražava se u MPa, a određuje se kao nagib pravca  $\tan \alpha$  u približno elastičnom dijelu dijagrama  $\sigma$ - $\varepsilon$ .

/ During minimal straining there is no plastic deformation, the response is elastic. In the elastic region stress dependence  $\sigma$  and stretching  $\varepsilon$  is linear which is defined by Hooke's law  $\sigma = E \varepsilon$ . The proportional factor  $E$  is also called the elastic module. Stretching during bending forces is defined by the formula:  $\sigma = \frac{3 \cdot F \cdot L}{2 \cdot b \cdot h^2}$ , while the stretching is determined by the deflection defined by the formula:  $\varepsilon = \frac{6 \cdot f \cdot h}{l^2}$ . Hooke's law of elasticity can be defined as:  $E_s = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \tan \alpha$ . The bending model of elasticity  $E_s$  is expressed in MP's and is determined as the slope  $\tan \alpha$  about the elastic part of the diagram  $\sigma$ - $\varepsilon$ .

verzalnoj kidalici (ZMG VEB Thueringer Industriewerk, Rauenstein, Njemačka) mjernog područja od 0 do 4800 N. Na kidalici je provedeno trotočkasto ispitivanje gdje se ispitno tijelo postavlja na dva oslonca razmaka  $L$ , a potom se u sredini, na  $L/2$  djeluje silom okomito na ispitno tijelo (slika 5.). Pri tome se mjere sila  $F$  i nastali progib ispitnog tijela  $f$  u  $L/2$  (dodatak 1.). Ispitna tijela pravokutnoga poprečnog presjeka širine 20 mm izrezana su iz pločica dimenzija  $100 \times 100$  mm<sup>2</sup>. Debljina ispitnih tijela ovisi o broju slojeva i načinu slaganja laminata, a duljina je definirana dimenzijama početnih pločica. Postupak se provodi do konačnog pucanja. Razmak između oslonaca je 64 mm, a određen je na temelju početnih dimenzija pločica. Relativno malena brzina ispitivanja 7 mm/min odabrana je zbog krhke prirode ispitivanih materijala. Mjerenja su načinjena deseti dan kada je vlažnost svih sadrenih imobilizacija bila manja od 15%. Ispitivanje je provedeno na 144 sadrene pločice. Tijekom istraživanja pojedini su mjeritelji bilježili uvijek samo jedno određeno svojstvo sadre, čime smo povećali pouzdanost mjerenja. Za analizu podataka upotrijebljen je računalni program za tabličnu pohranu i obradu podataka Microsoft Excel 2010.

## Rezultati

*Prosječna masa* sadrenih zavoja, dimenzije  $300 \times 10$  cm, neposredno nakon otvaranja originalnog pakiranja bila je: Safix plus 301,78 g, Gipsan 297,34 g, Cellona 312,50 g. Za svakog proizvođača mjereno je 16 pakiranja. Ti isti zavoji upotrijebljeni su za izradu sadrenih pločica, deseti dan nakon sadrenja, a prosječna masa pločica (10 slojeva,  $10 \times 10$  cm) bila je: Safix plus 49,83 g, Gipsan 57,33 g, Cellona 54,92 g.

*Prosječna specifična težina* nakon otvaranja originalnog pakiranja: Safix plus  $0,38$  g/cm<sup>3</sup>, Gipsan  $0,50$  g/cm<sup>3</sup>, Cellona  $0,52$  g/cm<sup>3</sup>. Prosječna specifična težina pločica deseti dan nakon sadrenja bila je: Safix plus  $1,00$  g/cm<sup>3</sup>, Gipsan  $1,15$  g/cm<sup>3</sup>, Cellona ( $1,10$  g/cm<sup>3</sup>).

*Brzina sušenja gipsa (relativna vlažnost)* mjerena je nakon 30 minuta, a zatim 4, 8, 18, 24, 48 i 72 sata nakon završetka modeliranja gipsa. Najveću brzinu sušenja imao je sadreni zavoj Cellona, u prvih pola sata izgubio je 25% vlažnosti. 18 sati nakon sadrenja vlažnost je pala na 50%, a za tri dana vlažnost imobilizacije bila je tek 16%. Slični su postotci sušenja i pripravačaka načinjenih od sadrenog zavoja Safix plus, koji se sušio malo sporije nakon 24 sata. Najlošije rezultate pokazao je Gipsan, koji je nakon pola sata zadržao 85% vlažnosti, nakon 18 sati 73%, nakon 48 sati 53% te nakon 72 sata 30% vlažnosti. Deseti dan nakon sadrenja, a prije mjerenja krutosti i čvrstoće, sadržaj vlage u svim pločicama bio je manji od 15%.

*Krutost materijala* izražava se putem modula elastičnosti. Od svih ispitivanih pločica najveće srednje vrijednosti krutosti imaju pločice načinjene od sadrenog zavoja Cellona (4390 MPa), zatim Safix (2055 MPa) i Gipsan (1685 MPa). Budući da se ne uspoređuje sila, nego naprežanje (sila je reducirana na dimenzije i za izotropne materijale nema razlike u svojstvima), dobiveni su rezultati uspoređivi. Prosječna krutost (E) 144-ju sadrenih pločica pri dvije različite temperature vode potapanja sadrenih zavoja prikazana je u tablici 1.

*Čvrstoća materijala*, savojna čvrstoća računa se prema izrazu za krutost samo s maksimalnom silom. Najveću prosječnu čvrstoću, bez obzira na temperaturu vode sadrenja, imaju pločice načinjene sadrenim zavojem Cellona (11,75 MPa), zatim Safix plus (9,37 MPa) te Gipsan (7,69 MPa). Prosječna čvrstoća ( $R_m$ ) 144-ju sadrenih pločica pri dvije

različite temperature vode potapanja sadrenih zavoja prikazane je u tablici 2.

### Rasprava

Fizikalna svojstva sadrenih zavoja poput mase, specifične težine, brzine sušenja (vlažnosti) te krutosti i čvrstoće određuju funkcionalnost sadrene imobilizacije, a time mogu mijenjati i ishode cijeljenja prijeloma. Uz druge čimbenike, i postupak sadrenja te uvjeti temperature vode u koju se potapa zavoj, određuju intenzitet egzotermičke reakcije,<sup>13</sup> koja utječe na krajnju krutost i čvrstoću sadrenih imobilizacija.<sup>14</sup> Bitno svojstvo, kojemu se često pridaje malena važnost, jest brzina sušenja sadrenih zavoja. Tek suha sadrena imobilizacija daje očekivanu čvrstoću. Krutost i čvrstoća sadrenog materijala (nakon sušenja) omogućuju naprezanja bez znatnih oštećenja imobilizacije. Najčešće se u praksi rabe sadreni zavoji širine 10 cm, u deset slojeva. Ovim istraživanjem usporedili smo osnovna fizikalna svojstva upravo takvih sadrenih pripravaka, triju različitih sadrenih zavoja (Safix plus, Gipsan i Cellona) koji se rabe u Hrvatskoj. Mase i specifične težine originalnih pakiranja i napravljenih pločica Gipsana i Cellone približno su jednake, dok su kod Safixa bile nešto manje. Kada se analiziraju pločice, razlike prema proizvođačima očituju se u brzini sušenja, krutosti i čvrstoći materijala. Istovjetno načinjene sadrene pločice zavojem Safix i Cellona suše se gotovo podjednako brzo, dok se one načinjene zavojem Gipsan suše puno sporije. Tako u prva tri dana nakon sadrenja ti pripravci imaju prosječno 20 do 30% više vlage nego oni načinjeni zavojem drugih dvaju proizvođača. Polovicu vlage pločice Safix i Cellona izgube nakon 18 sati, a Gipsan tek 48 sati nakon postupka sadrenja. Sadreni pripravak zavoja Cellona podnosi najviše sile naprezanja, a kada se sadri pri temperaturi vode od 34 °C, njegova je krutost još i veća. Međutim, sadrenjem u uvjetima visoke temperature vode u koju se zavoj potapa, intenzivira se i egzotermička reakcija pa je moguć nastanak termičkih ozljeda kože.<sup>3,4</sup> U literaturi se preporučuju različite vrijednosti temperature vode, ali se općenito misli da su optimalne temperature između 20 i 25 °C.<sup>2-6</sup> Zbog mogućih opeklinških ozljeda proizvođač zavoja Cellona ne preporučuje temperature vode iznad 25 °C.

Sadreni zavoj Safix plus na drugom je mjestu prema podnošenju naprezanja pločica koje su načinjene od njega. Izmjerene su vrijednosti već pri sadrenju vodom temperature 22 °C, a manje pri sadrenju vodom više temperature. Sadrene pločice Gipsana najlošije podnose naprezanje, čak pet puta vrijednosti su niže od vrijednosti Cellone i tri puta od onih Safixa plus. Pri temperaturi vode sadrenja od 22 °C prosječne najveće vrijednosti savojne čvrstoće imaju pločice načinjene zavojem Safix plus, zatim Cellona, dok Gipsan

stalno pokazuje najslabije rezultate. Noviji sintetski materijali, načinjeni od staklastih vlakana, imaju veću krutost i čvrstoću od sadrenih zavoja, ali im je cijena dvostruko viša. Povišenjem temperature vode sadrenja s 22 °C na 34 °C krutost pripravka od deset slojeva sadrenog zavoja Cellone podiže se za 25%, a Gipsana za 100%. U istim uvjetima povišene temperature za isti postotak više su vrijednosti i savojne čvrstoće sadrenog zavoja Cellone. Ostali testirani zavoji nemaju ovo svojstvo.

### Zaključak

Sve tri vrste sadrenih zavoja koji se rabe u Hrvatskoj razlikuju se prema fizikalnim svojstvima. Prema masi i specifičnoj težini prije i nakon sadrenja razlike su minimalne. Prema brzini sušenja, podnošenju naprezanja, čvrstoći i krutosti postoje veće razlike. Sadreni zavoji Cellona i Gipsan pokazuju veću čvrstoću i otpornost na naprezanje kada se sadre na 34 °C, a Safix plus na 22 °C.

### LITERATURA

1. *Chudnofsky CR, Byers S.* Splinting techniques. U: Roberts JR, Hedges JR, Chanmugam AS, ur. *Clinical Procedures in Emergency Medicine*. 4. izd. Philadelphia: Saunders; 2004, str. 989.
2. *Salib P.* Plaster Casting. 1. izd. New York: Appleton-Century-Crofts; 1975.
3. *Boyd AS.* Principles of Casting and Splinting. *Am Fam Phys* 2009;79(1):16–22.
4. *Kaplan SS.* Burns following application of plaster splint dressings. Report of two cases. *J Bone Joint Surg – Series A* 1981;63(4):670–2.
5. *Shuler F, Bates CM.* Skin Temperatures Generated Following Plaster Splint Application. *Orthopedics* 2013;36(5):364–7.
6. *Halanski M, Halanski A, Oza A, Vanderby R, Munoz A, Noonan K.* Thermal injury with contemporary cast-application techniques and methods to circumvent morbidity. *J Bone Joint Surg* 2007;89:2369–77.
7. *Gannaway JK, Hunter JR.* Thermal effects of casting materials. *Clin Orthop* 1983;181:191–5.
8. *Vieira GC, Barbosa RI, Marcolino A, Shimano E, Elui V, Fonseca M.* Influence of the number of layers of paris bandage plasters on the mechanical properties specimens used on orthopedic splints. *Rev Bras Fisioter*, 2011;15(5):380–5.
9. *Cellona Plaster of Paris Bandages.* Extra fast setting. <http://www.lohmann-rauscher.us/us/products/casting-materials/plaster-of-paris/cellona-plaster-of-paris-bandages.html>.
10. *Safix plus, Plaster of Paris Bandages Extra fast setting.* <https://www.hartmann-24.pl/552/immobilizacja/safix-plus>.
11. *Hutchinson MJ, Hutchinson MR.* Factors contributing to the temperature beneath plaster or fiberglass cast material. *J Orthopaed Surg Res* 2008;3:10–2.
12. *Parmar AJ, Tyagi SK, Dabas V i sur.* Assessment of the physical and mechanical properties of plaster of Paris bandage cast used as a splinting and casting materials. *Veterin World* 2014;7(12):1123–6.
13. *Lavalette R, Pope MH, Dickstein H.* Setting temperatures of plaster casts: the influence of technical variables. *J Bone Joint Surg* 1982;64A:907–11.
14. *Kuester VG.* Effect of pressure applied during casting on temperatures beneath casts. *J Pediatr Orthopaed* 2011;31(7):791–7.