

Analiza elektrovodljivih svojstava tekstilnih materijala za izradu elektroda

Dr.sc. **Michał Frydrysiak**, dipl.ing.

Dr.sc. **Janusz Zięba**, dipl.ing.

Mr.sc. **Lukasz Tesiorowski**, dipl.ing.

Dr.sc. **Magdalena Tokarska**, dipl.ing.

Tehnološko sveučilište Lodz, Odjel za odjevnu tehnologiju i tekstroniku

Lodz, Poljska

e-mail: michal.frydrysiak@p.lodz.pl

Prispjelo 14.9.2012.

UDK 677.017.57:537.311

Izvorni znanstveni rad

U radu se predstavlja istraživanje plošnih tekstilnih proizvoda za elektrode. Da bi se odredila prikladnost tekstilnih materijala, provedena su mjerenja otpora. Na temelju dobivenih rezultata ispitivanja konstruirani su različiti tipovi tekstilnih elektroda. Ispitivanja tekstilnih elektroda provedena su na ljudskoj lutki - fantomu. Svojstva elektrovodljivosti podlaktice ljudske lutke također su opisana. Na temelju ovih rezultata bili su mogući specijalni elektrovodljivi hidrogeli s elektrovodljivim česticama. Hidrogel je važan element modela podlaktice fantoma za elektrode za elektrostimulaciju mišića. Hidrogel je ekvivalentan ljudskoj koži i tkivu. Hidrogel bi trebao imati postojanost i ponovljivost elektrovodljivih elektroda.

Ključne riječi: elektrovodljiv tekstil, mjerenje otpora, tekstilne elektrode, elektrostimulacija, podlaktica ljudske lutke - fantoma, hidrogel

1. Uvod

Elektrovodljivi plošni tekstilni proizvodi mogu se upotrebljavati naročito u medicini kao: sustavi koji nadziru fiziološke parametre [1], ili za bioimpedancijsku spektroskopiju [2], zatim kao tekstilni senzori za nadziranje srca [3, 4], tekstilne elektrode [5] i drugi [13, 14]. Elektroterapija je važan dio fizikalne terapije koja se koristi u medicini za različite vrste električnih stimulansa. Zato primijenjena električna struja može uzrokovati terapijski efekt stimulansa i analgetika (neuromišićna stimulacija, uklanjanje boli, poboljšanje perfuzije tkiva, smanjenje mišićnog tonusa, smanjenje upale, ubrzanje apsorpcije edema, poboljšanje metabolizma, regeneracija tkiva itd.) [6-8]. U okviru

projekta pod naslovom "Tekstronički sustav za električnu stimulaciju mišića" proveden je prema operativnom programu "Inovativna ekonomija" rad na optimalnoj izvedbi tekstilnih elektroda za elektrostimulaciju mišića. Tekstilne elektrode su novi proizvod koji može zamijeniti tradicionalne metalne ili grafitne elektrode. One su elastične i dobro pristaju obliku tijela (nogama ili rukama). Istovremeno, one ne daju osjećaje neugode ili pritiskivanja i ugodnije su za pacijenta. Mogu se koristiti za elektrostimulaciju mišića tijekom terapije. Za elektrode su potrebna ispitivanja koja će dokazati njihovu korisnost. Da bi se ispitala tekstilne elektrode, konstruiran je model tekstilnih elektroda koje preslikavaju svojstva impedancije podlaktice fantoma. Da

bi se konstruirao fantom, potrebno je poznavati elektrovodljiva svojstva podlaktice. Svojstva se mogu procijeniti na temelju mjerenja površinskog otpora kože i njenog kapaciteta. Ove veličine ovise o vlazi kože, elektrolitu, debljini epiderme i karakteristikama pojedinog čovjeka itd. Ova ispitivanja važan su doprinos razvoju novog područja inženjerskog znanja poznatog kao tekstronika, koja povezuje tri područja: tekstil, elektroniku i računalstvo [9].

2. Materijali i postupci

Plošni tekstilni proizvodi za tekstilne elektrode ne bi smjeli uzrokovati alergijske reakcije pacijenta. Tekstilni materijali bi trebali imati dobru električnu vodljivost. Štoviše, važna

je stabilnost tekstilnih elektroda za dugotrajna mjerenja. Za proučavanje su odabrani elektrovodljivi tekstilni uzorci koji se sastoje od različitih elektrovodljivih čestica, tab.1.

Mjerenje svojstava električne vodljivosti tekstita je električni otpor, odnosno otpor prolasku električne struje. Za određivanje otpora korištena je tehnika sonde na četiri točke [10], mjerenja su provedena na pripremljenim tekstilnim uzorcima površine od 70 mm². Električna shema za mjerenje otpora prikazana je na sl.1 i 2. Četiri mjedene elektrode smještene su na površini uzorka što bliže rubovima. Dvije susjedne elektrode napajane su izvorom električne struje. Upotrijebljen je DC Power Supply Agilent E3644A (područje jakosti struje od 0 do 8 A i 8 A) kao ampermetar. Između druge dvije elektrode mjeri se pad napona struje. Multimeter Agilent 34410A (6 1/2 Digit, područje napona od 0 do 1000 V) upotrijebljen je kao voltmetar. Pritisak pojedinačne elektrode na uzorak bio je 23 kPa.

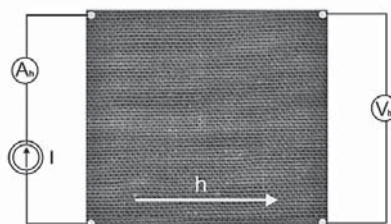
Ovisno o smjeru mjerenja dobivaju se dvije vrijednosti električnog otpora: vodoravni otpor R_h (1) i okomiti otpor R_v (2):

$$R_h = \frac{U_h}{I_h} \quad (1)$$

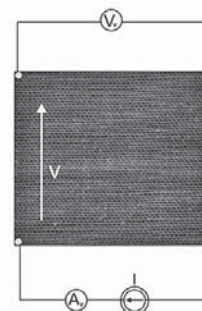
$$R_v = \frac{U_v}{I_v} \quad (2)$$

3. Rezultati mjerenja otpora tekstilnih uzoraka

Izbor tekstita za elektrode zahtijeva analizu svojstava elektrovodljivosti materijala. Predlažu se kriteriji za izbor optimalnog tekstilnog materijala za konstrukciju elektrode [11]. Pretpostavlja se da je redoslijed kriterija važan. Prvi kriterij pretpostavlja da izmjereni otpori ne prelaze 100 Ω . Ovaj uvjet proizlazi iz potrebe smanjenja gubitka električne struje na elektrodi. Može stvoriti toplinu proizvedenu u tekstilnim elektrodama. Drugi kriterij pretpostavlja da relativna povećana nesigurnost izmje-



Sl.1 Električna shema mjerenja vodoravnog otpora



Sl.2 Električna shema mjerenja okomitog otpora

renih otpora ne prelazi 12 %. Prethodna ispitivanja su pokazala da relativna povećana nesigurnost otpora može iznositi do nekoliko postotaka. Pretpostavljena vrijednost se temelji na provedenim eksperimentima. Treći kriterij pretpostavlja da je razlika između vodoravnih i okomitih vrijednosti otpora relativno mala. Pretpostavljeno je da je razlika otpora (3):

$$\Delta = \frac{|R_h - R_v|}{\min\{R_h, R_v\}} \leq 0.3 \quad (3)$$

Uzimajući u obzir ekstremni slučaj neka je $R_h \leq R_v$ i $R_v = 100 \Omega$. Omjer Δ je 0,3 za $R_h = 77 \Omega$. To znači da je najveća razlika između vodoravnih i okomitih vrijednosti otpora 23 Ω . Ova je vrijednost zadovoljavajuća. Mjerenja otpora provedena su u sljedećim uvjetima: temperatura 24,5 °C, relativna vlažnost 36 %. Svi uzorci su aklimatizirani u tim uvjetima, a vrijeme u kojem se očitava pad napona između drugih elektroda, iznosilo je 30 s. Sva mjerenja su ponovljena 3 puta. Vrijednosti prosječnih vodoravnih i okomitih otpora tekstilnih uzoraka i relativne povećane nesigurnosti otpora navedeni su u tab.2. Pretpostavljen je stupanj važnosti (signifikantnosti) od 0,05. Štoviše, provedeno je vrednovanje tipa B standardnih nesigurnosti uz pretpostavku jednolične razdiobe.

gurnosti uz pretpostavku jednolične razdiobe.

Vodoravni otpor se promijenio s 4,33 Ω na 2445,83 Ω . Okomiti otpor se promijenio s 1,13 Ω na 230,79 Ω . Relativna povećana nesigurnost mijenjala se od 10 do 58 % što proizlazi iz tekstilne strukture [11].

Istraživanje je pokazalo da sve sljedeće kriterije zadovoljavaju tri tekstilna materijala:

- pletivo koje sadrži srebrna vlakna otpora $R_h = 45,16 \Omega$ i $R_v = 52,13 \Omega$;
- tkanina koja sadrži srebrna vlakna otpora $R_h = 20,22 \Omega$ i $R_v = 15,26 \Omega$;
- tkanina izrađena od PES i niklom metaliziranih vlakana otpora $R_h = 46,48 \Omega$ i $R_v = 37,91 \Omega$.

4. Konstrukcija novih tekstilnih elektroda

Metalne ili gumene elektrode se obično koriste za elektroterapiju, najčešće izgledaju kao na sl.3.

Alternativa su tekstronički električni sustavi s tekstilnim elektrodama, koje se izrađuju od elektrovodljivog tekstilnog materijala i sastavni su dio odjevnih predmeta kao što su košulje i čarape.



Glavna svojstva tipičnih elektroda su:

- sirovina - elektrovodljiva guma,
- površinski otpor - 10 do 50 Ω ,
- prilična krutost,
- ne prilagođuju se lako tijelu,
- zahtijevaju vrlo čvrstu elastičnu vrpцу,
- tipičan oblik

Sl.3 Izgled tipičnih gumenih elektroda

Tri kriterija su zadovoljila elektrovodljive tekstilije kao što su pletivo izrađeno od srebrnih vlakana, tkanina izrađena od srebrnih vlakana kao i niklom metalizirana tkanina izrađena od PES vlakana. Izabrani elektrovodljivi tekstilni materijali upotrijebljeni su za izradu prototipa tekstilnih elektroda. Mikroskopske fotografije odabranih materijala prikazane su u tab.3. Osnovni parametri su opisani u tab.1, redovi 3, 4 i 8.

Elastični zavoj je upotrijebljen kao osnovica konstrukcije i kao element odjevnih struktura. Poliuretanska pjena debljine 3 mm upotrijebljena je kao punilo. Veličina elektrode bila je 35 x 35 mm, pri čemu je aktivna elektrostimulacijska površina iznosila 30 x 30 mm. Periferije elektrode izrađene su od elektrovodljivih pređa. Ova vrsta konstrukcije dobiva jednolično napajanje struje za stimulaciju. Shema jedne elektrode prikazana je na sl.4.

Nova ideja je da se izradi nekoliko tekstilnih elektroda u odjevnim strukturama - matrična elektroda. Elektrode se mogu spojiti na različite načine, što povećava mjesta na kojima se provodi stimulacijska terapija. Posebne elementarne elektrode u matričnoj elektrodi imaju laminarne strukture. Korištene su različite metode kao postupak piljenja i vezenja za konstrukciju elektrode. Pojednostavnjena shema matrične elektrode prikazana je na sl.5. Matrična elektroda sastoji se od šest elementarnih elektroda. Elementarna elektroda je raspoređena na površini veličine 100 x 120 mm.

Tab.1 Uzorci elektrovodljivih tekstilnih uzoraka

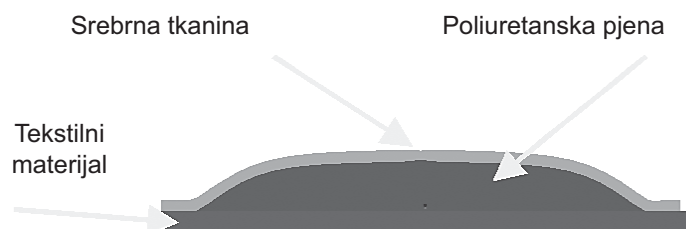
	Vrsta tekstilnog materijala	Materijal	Površinska masa	Debljina
Br.	-	-	g/m ²	mm
1	Tkanina	Metalizirani najlon (Sn, Cu, Ag)	82	0,07
2	Tkanina	Srebrna vlakna	76	0,19
3	Tkanina	Srebrna vlakna	149	0,41
4	Tkanina	PES/metalizirano niklom	155	0,30
5	Tkanina	PES/metalizirano niklom	65	0,17
6	Tkanina	PES/metalizirano niklom	83	0,09
7	Tkanina	PES/metalizirano niklom	152	0,32
8	Pletivo	Srebrna vlakna	135	0,55
9	Pletivo	Srebrna vlakna	109	0,39
10	Pletivo	Srebrna vlakna	134	0,37
11	Pletivo	Srebrni monofilamenti	47	0,29
12	Pletivo	Srebrna vlakna	128	0,47
13	Netkani tekstil	Grafitna vlakna	64	0,40
14	Netkani tekstil	PES/metaliziran niklom	251	1,75

5. Konceptija svojstava elektrovodljivosti na podlaktici ljudske lutke - fantoma

Fantom je konstruiran za proučavanje izrađenih, novih tekstilnih elektroda. Prema projektu očekuje se da fantom bude u obliku cilindra. Unutarnji dio cilindra bit će ispunjen hidrogelom impedancije koja je bliska prosječnoj impedanciji mekanog tkiva i kostiju ljudske podlaktice, sl.6. Podlaktica fantoma treba osigurati nepromjenjive parametre. Tekstilne elektrode mogu se postaviti na fantom na različite načine, ovisno o tipu terapije. Mogu

se postaviti na površinu podlaktice i tada je stimulacijski signal površinska struja. Ako je elektrostimulacija poprečna struja koja je prodrla kroz kožu, mekano tkivo i kost, elektrode se postave na suprotnu stranu podlaktice. Model fantoma pretpostavlja da će prosječni površinski otpor hidrogela biti sličan prosječnom površinskom otporu ljudske podlaktice. Osim toga, važno je da se razdiobe površinskog otpora i kapacitivnosti u slučaju hidrogela i podlaktice mogu usporediti. Razdiobe ne bi smjele znatno odstupati jedna od druge i trebale bi ispunjavati odabrane kriterije. Općenito, fantom imitira svojstva impedancije ljudskih ekstremiteta. Shematski prikaz mjerenja prikazan je na sl.7.

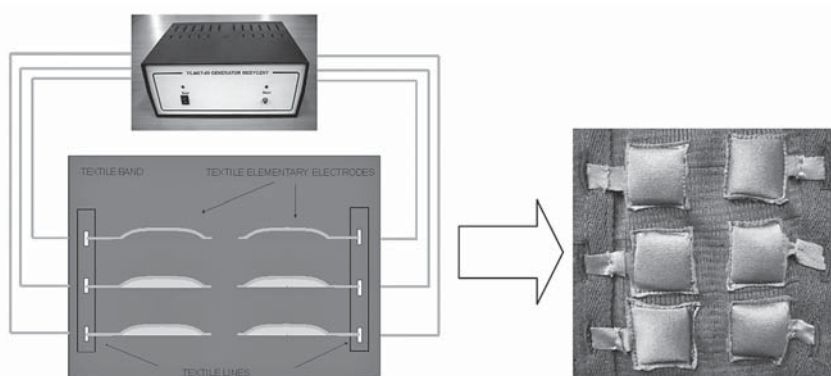
Fantom s podlakticom sastoji se od cilindra sa staklenom cijevi u unutrašnjosti. Cijev je puna vode koja teče i zagrijava fantom na temperaturu ljudskog tijela. Ova staklena cijev imitira svojstva ljudskih kosti. Prekrivena je s hidrogelom koji imitira svojstva elektrovodljivosti mekanog tkiva ekstremiteta. Temperatura fan-



Sl.4 Shema elementarne elektrode [4]

Tab.2 Rezultati mjerenja otpora tekstilnih uzoraka u različitim smjerovima

Vodoravni otpor (Ω)	4.33	41.94	20.22	113.17	46.48	85.19	77.18	358.61	45.16	57.94	67.19	86.43	2445.83	12.36
Relativna povećana nesigurnost vodoravnog otpora (%)	12	12	12	11	12	12	12	13	12	20	12	12	41	16
Okomiti otpor (Ω)	1.13	23.06	15.26	34.57	37.91	20.98	46.78	4.83	52.13	230.79	103.50	35.68	10.00	59.34
Relativna povećana nesigurnost okomitog otpora (%)	12	12	12	10	12	12	12	10	12	20	12	12	58	16



Sl.5 Pojednostavnjena shema prototipa tekstilne matrične elektrode spojene sa specijalnim medicinskim generatorom (A); fotografija izvedbe prototipa tekstilnih matričnih elektroda (B) [11]

toma se stabilizira oko vrijednosti temperature ljudskog tijela pomoću upravljačkog sustava. Sustav se sastoji od stvarnog regulatora koji je ugrađen u LabView. Vlažnost vanjskog pokrova cilindra održava se pomoću hidrogela koji ima specijalno svojstvo održavanja vlage.

6. Svojstva elektrovodljivosti ljudske kože

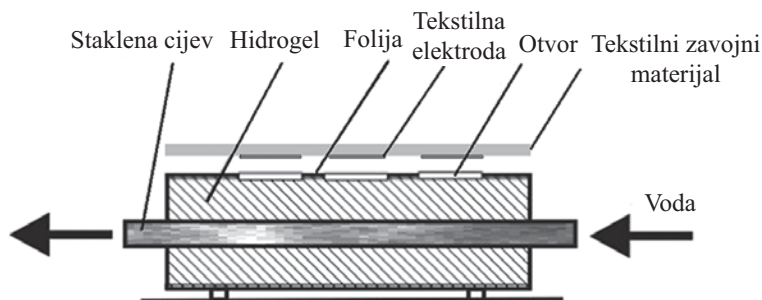
U prvoj fazi provedena su mjerenja impedancije kože s komponentama otpora i kapacitivnosti. Primijenjeni su direktni postupak mjerenja i RLC mjerni uređaj (sl.8a). Ispitivanje je provedeno za istosmjernu struju i tri vrste frekvencije: 100 Hz, 1 kHz i 10 kHz. Drugo mjerenje je temeljeno na indirektnom postupku (sl.8b) pri čemu su dvije vanjske elektrode (E1, E4)

spojene na generator, a druge dvije elektrode (unutarnje) su spojene na osciloskop (mjerni uređaj). Sva mjerenja su provedena na dobrovoljnim ispitanicima. Elektrode su postavljene na jednakom (stalnom) razmaku na desnim podlakticama ispitanika. Za mjerenja su korištene elektrode izrađene od medicinske polietilenske

pjene. One su dobro raspoređene duž prirodnih zakrivljenja tijela. Izabrane elektrode su korištene više puta. Mogu se odlijepiti i pomaknuti na različita mjerna mjesta na ljudskoj koži. U prikazanom mjerenju svaka elektroda korištena je jedanput. Mjerenja otpora dobivena direktnim postupkom prikazana su u tab.4.


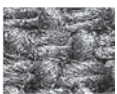
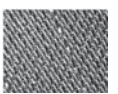
Sljedeća faza istraživanja bila je mjerenje impedancije prema indirektnom postupku (osciloskop). Ovaj postupak potječe od modela pojednostavnjenja ljudske kože što je prikazano na sl.9. Ovaj otpor R_s je rezultat postojanja ekstracelularne tekućine, R_i je rezultat intracelularne tekućine, a C je kapacitet kože.

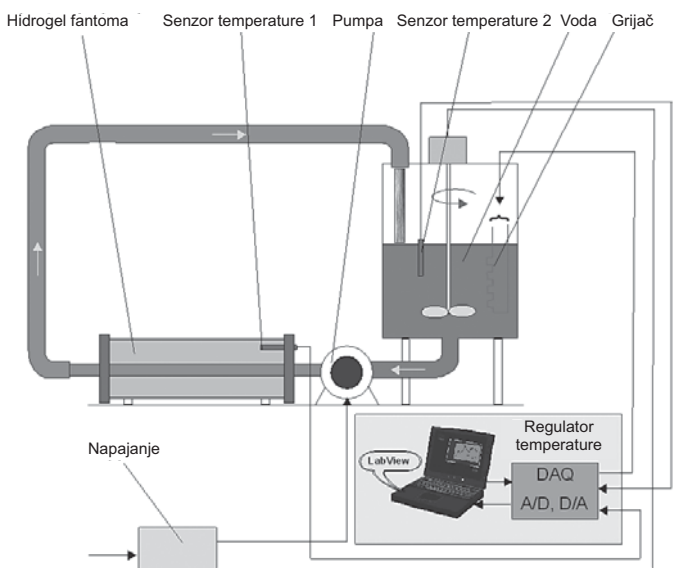
Stepenasta funkcija bila je 5,2 V. Razina napona odabrana je u skladu s uputama liječnika. Istovremeno je evidentiran napon između dviju unutarnjih elektroda. Primjer stepenaste funkcije napona i reakcije struje



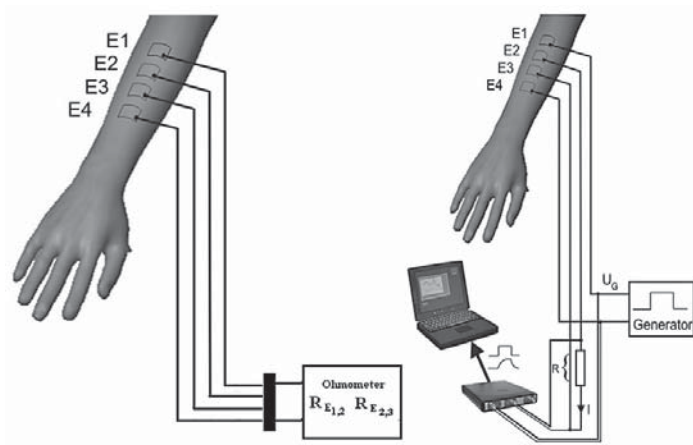
Sl.6 Pojednostavnjeni dijagram podlaktice fantoma, mjerni dio tekstilnih elektroda - hidrogel s otvorom za tekstilne elektrode [12]

Tab.3 Mikroskopska fotografija odabranih elektrovodljivih tekstilnih materijala [11]

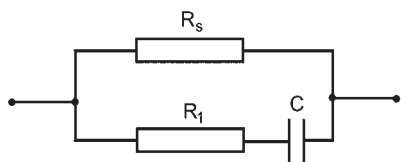
Pletivo (srebrna vlakna)	Tkanina	Tkanina (PES/metalizirano niklom)
		



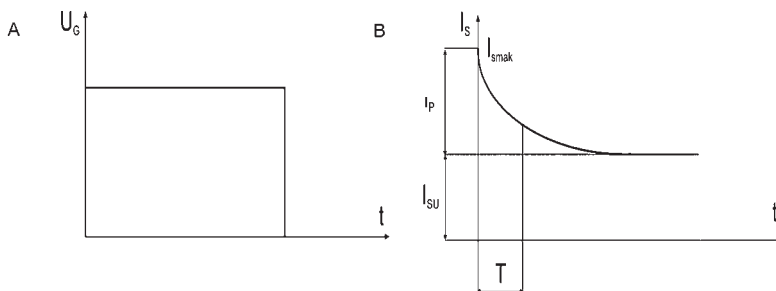
Sl.7 Pojednostavnjenje sheme podlaktice fantoma [12]



Sl.8 Pojednostavnjena shema mjerenja: a) direktni postupak, b) indirektni postupak [12]



Sl.9 Shema zamjene ljudske kože [2, 3, 15]



Sl.10 Primjer rezultata mjerenja dobivenih primjenom indirektnog postupka: A - stimulacijski impuls, B - reakcija napona [12]

prikazani su na sl.10, a na sl.11 prikazan je stvarni tok.

Na sl.10 prikazane su sljedeće vrijednosti:

- I_{smak} - maksimalna vrijednost jakosti struje ljudske kože,
 - I_p - jakost prijelazne struje,
 - I_{SU} - vrijednost jakosti stabilne struje,
 - $T = R_1C$ - vremenska konstanta,
 - U_G - napon generatora.
- Temeljeno na jednadžbama (4) za električnu otpornost ljudske kože R_s i za jakost prijelazne struje I_p u vremenu t (5).

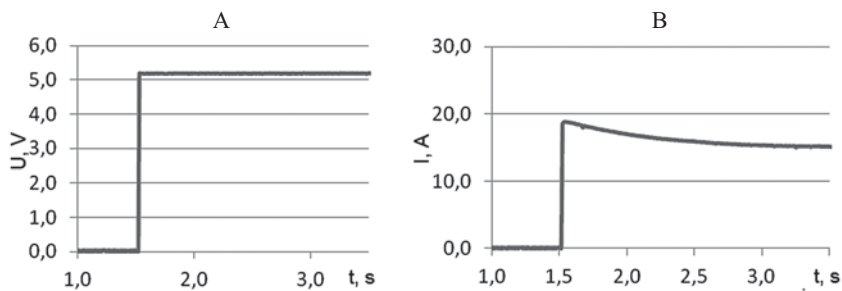
$$R_s = \frac{U_G R}{U_R} \tag{4}$$

gdje je: U_R - pad napona kod otpora R , a R - otpor kod mjerenja struje.

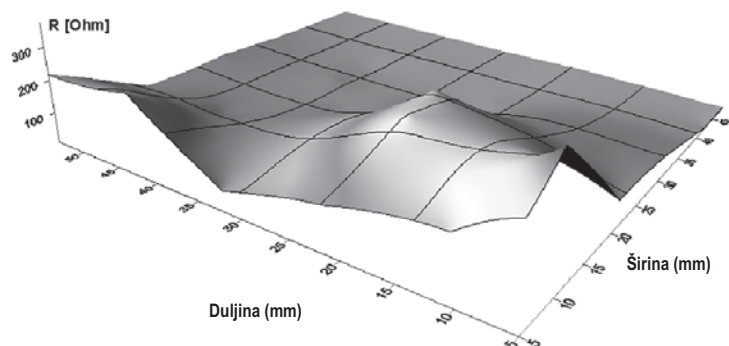
$$I_p(t) = I_p e^{-\frac{t}{T}} \tag{5}$$

Izračunat je otpor ljudske kože R_s i R_1 prema modelu na sl.9. Primjer prosječne vrijednosti otpora koji je dobiven iz drugog postupka za jednog ispitanika je $R_s = 346 \Omega$, $R_1 = 88 \Omega$ i $C = 127 \text{ nF}$.

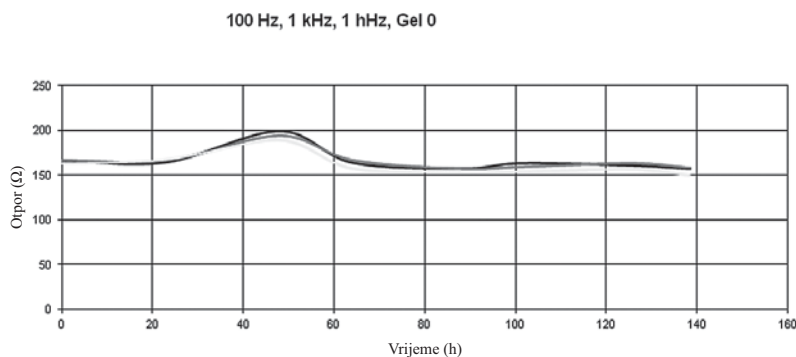
Na temelju dobivenih rezultata autori su ispitali specijalne hidrogelove s različitim elektrovodljivim česticama. Pretpostavili su da bi prosječna vrijednost otpora trebala biti slična u 30 % varijacija i da bi razdioba otpora na površini hidrogela trebala biti jednolična. Na sl.12 prikazana je karta razdiobe otpora R na površini oda-



Sl.11 Stepenasta funkcija napona (A), reakcija struje (B) registrirana na podlaktici



Sl.12 Izabrana karta razdiobe otpora na površini hidrogela koji sadrži ugljikove čestice [12]



Sl.13 Dugotrajna mjerenja otpora hidrogela [12]

Tab.4 Prosječna vrijednost otpora ljudskog ekstremiteta - direktnim postupkom mjerenja

Parametar	Elektrode		
	E _{1,2}	E _{2,3}	E _{3,4}
Razmak između elektroda (cm)	5	5	5
Otpor (Ω)	131	212	107

branog gela koji sadrži ugljikove čestice.

Također je provedeno istraživanje u trajanju od 140 sati. Rezultati dobiveni mjerenjem za tri uzorka hidrogela prikazani su na sl.13. Mjerenja su provedena i za tri različite frekvencije

mjerenja. Za ispitivanje korišten je mjerni uređaj Escort ELC-3133A.

7. Zaključak

Tekstilni materijali za elektrostimulaciju trebali bi imati dobru električnu vodljivost. Najvažniji parametar sa

stajališta tektronike je otpor tekstilne površine. Postoje mnogi postupci određivanja površinskog otpora. Koristan postupak je tehnika mjerenja na četiri točke. Međutim, potrebna je modifikacija i mora se prilagoditi tekstilnim proizvodima. Identifikacija otpora tekstilnog materijala treba uključivati utjecaj različitih veličina rezultata mjerenja.

Autori su odredili nove kriterije za izbor tekstilnih materijala za tekstronički proizvod za elektrostimulaciju mišića. Korišteni su izabrani elektrovdljivi tekstilni materijali za konstrukciju prototipova elektroda za elektrostimulaciju mišića. Naročito značajna je matrična elektroda, koja je nova koncepcija tekstroničkog sustava koji proširuje medicinske namjene. Tekstilne elektrode se dobro prilagođuju obliku obrađenog dijela tijela. To rezultira smanjenjem prijelaznog otpora između elektrode i kože. To može utjecati na poboljšanje terapije.

Prototip tekstilne elektrode koja se koristi u elektrostimulaciji mišića mora se ispitati na specijalnom modelu. Taj model bi trebao imitirati svojstva elektrovdljivosti mišića. Tekstilna elektroda zahtijeva velik broj ispitivanja koja omogućuju identifikaciju njenih svojstava. Na temelju ispitivanja svojstava elektrovdljivosti ljudske podlaktice izabrani su hidrogelovi specijalne elektrovdljivosti s ugljikovim česticama. Izabrani hidrogelovi su važan dio podlaktice fantoma. Najvažnije svojstvo izabranih gelova je otpor, koji ima prosječnu vrijednost 175 Ω, a što odgovara vrijednosti otpora ljudske kože. Dugotrajno ispitivanje pokazalo je zadovoljavajuće parametre stacionarnog otpora.

(Preveo M. Horvatić)

Literatura:

- [1] De Rossi D., F. Carpi; F. Lorusi, A. Mazzoldi, R. Paradiso, E.P. Scilingo, A. Tognetti: Electroactive fabrics and wearable biomonitoring devices, AUTEX Research Journal 3 (2003) 4, 180-185

- [2] Beckmann L., S. Kim, S. Leonhardt, H. Dücker, R. Luckhardt, N. Zimmermann, T. Gries: Characterization of textile electrodes for bioimpedance spectroscopy, Proceedings of International Scientific Conference Smart Textiles – Technology and Design, Borås, Sweden, 2008, pp. 79-83
- [3] Rente A., R. Salvado, P. Araújo: Textile electrodes for cardiac monitoring, Proceedings of International Scientific Conference Smart Textiles – Technology and Design, Borås, Sweden, 2008, pp. 211-214
- [4] Zięba J., M. Frydrysiak, M. Tokarska: Research of textile electrodes to electrotherapy, *Fibres & Textiles in Eastern Europe* 19 (2011) 5 (88), pp.70-74
- [5] Gniotek K., M. Frydrysiak, J. Zięba, M. Tokarska, Z. Stempień: Innovative textile electrodes for muscles electrostimulation, IEEE - VDE VERLAG Conference Proceedings, Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA), 2011 IEEE International Workshop On, pp. 305-310
- [6] Popovic M.B., D.B. Popovic, T. Sinkjær, A. Stefanovic, L. Schwirtlich: Clinical evaluation of functional electrical therapy in acute hemiplegic subjects, *J Rehabil Res Dev* 40 (2003) 5, pp. 443-454
- [7] Rogale D. i sur.: Nove tehnologije u proizvodnji inteligentne odjeće, *Tekstil* 52 (2003.) 8, 380-390
- [8] Priniotakis G. et al.: Electrochemical Impedance Spectroscopy for Quality Control Testing of Textile Electrodes/Elektrokemijska impedancijska spektroskopija za ispitivanje kvalitete tekstilnih elektroda, *Tekstil* 53 (2004.) 11, 543-547
- [9] Gniotek K., Z. Stempień J. Zięba: Tekstronika – nowy obszar wiedzy (in Polish), *Textiles Review - Textiles, Garments, Leather* (2003) 2, pp. 17-18
- [10] Heaney M.B.: The measurement, instrumentation and sensors handbook, Chapter 43. Electrical conductivity and resistivity, CRC Press LLC, Print ISBN: 978-0-8493-2145-0, London, 1999
- [11] Frydrysiak M., J. Zięba, M. Tokarska: Prototype textile electrodes for medical use, 12th World Textile Conference AUTEX, Zadar, Croatia (2012) pp. 1395-1400
- [12] Gniotek K., M. Frydrysiak, J. Zięba, M. Tokarska: The concept of the forearm's phantom to the research of textile electrodes, 17th International Conference Structure and Structural Mechanics of Textiles (2010) Liberec, Czech Republic
- [13] Çeken F. et al.: The electromagnetic shielding properties of copper and stainless steel knitted fabrics/ Svojstva zaštite od elektromagnetskog zračenja pletiva od bakrenih i nehrđajućih čeličnih žica, *Tekstil* 60 (2011.) 7, 321-328/329-337
- [14] Herzberg C. et al.: Nova zaštitna odjeća za rad pod visokim naponom, *Tekstil* 52 (2003.) 8, 391-394
- [15] Vorbach D. et al.: Električki vodljiva liocelna vlakna za uske tkanine, *Tekstil* 52 (2003.) 9, 474-477

SUMMARY

Analysis of electro-conductive properties of textile materials for use as electrodes

M. Frydrysiak, J. Zięba, L. Tesiorowski, M. Tokarska

In the paper the research of flat textile products for use as electrodes was presented. To determine the suitability of textile materials, resistance measurements were carried out. Based on the received results of studies different types of textile electrodes were designed. Textile electrodes tests were carried out on human phantoms. The electro-conductive properties of human forearm phantom were also described. Based on these results special electro-conductive hydrogels with electro-conductive particles were feasible. The hydrogel is an important element of the forearm's phantom model of a survey of electrodes for muscle electrostimulation. The hydrogel is equivalent to human skin and tissue. The hydrogel should have a permanence and repetition of the electro-conductive properties.

Key words: electro-conductive textiles, resistance measurement, textile electrodes, electrostimulation, forearm phantom, hydrogel

*Department of Clothing Technology and Textronics, Lodz University of Technology
Lodz, Poland*

e-mail: michal.frydrysiak@p.lodz.pl

Received September 14, 2012

Analyse der Eigenschaften der elektrischen Leitfähigkeit von Textilmaterialien für Gebrauch als Elektroden

In der Arbeit wird die Forschung von Flächengebilden für Gebrauch als Elektroden dargestellt. Messungen wurden durchgeführt, um die Eignung des Textilmaterialwiderstands zu bestimmen. Aufgrund der ermittelten Untersuchungsergebnisse wurden verschiedene Arten von Textilelektroden gestaltet. Textilelektroden wurden auf menschlichen Phantomen untersucht. Die Eigenschaften der elektrischen Leitfähigkeit des menschlichen Unterarms sind auch beschrieben. Aufgrund von diesen Ergebnissen sind extra elektrisch-leitfähige Hydrogele mit elektrisch-leitfähigen Partikeln möglich. Das Hydrogel ist ein wichtiges Element des Unterarms des Phantommodells in einer Studie von Elektroden für elektrische Muskelstimulation. Das Hydrogel ist äquivalent zu menschlicher Haut und Gewebe. Das Hydrogel sollte Dauerhaftigkeit und Wiederholung der Eigenschaften der elektrischen Leitfähigkeit aufweisen.