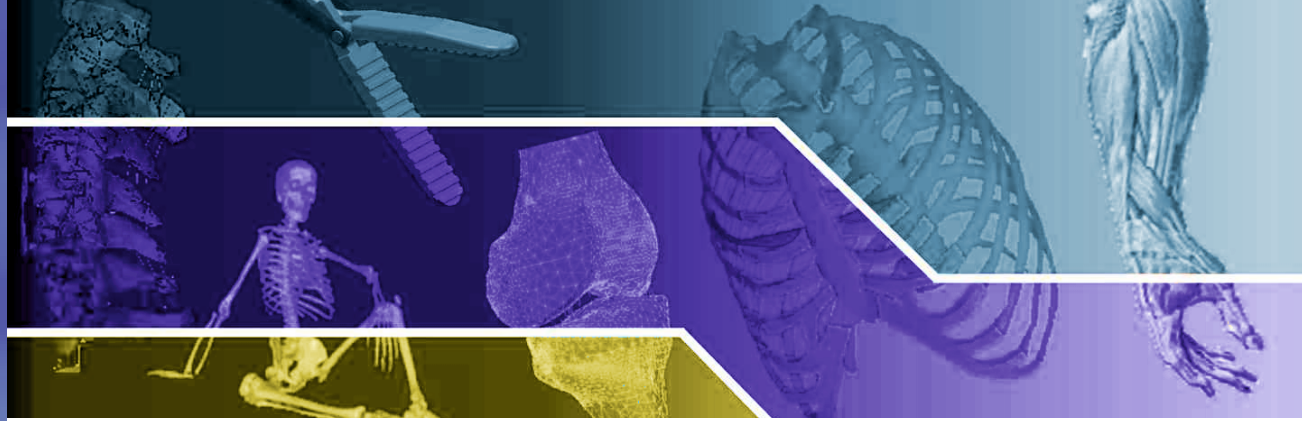


19/2020



Politechnika Śląska  
KATEDRA BIOMECHATRONIKI

AKTUALNE PROBLEMY  
BIOMECHANIKI

AKTUALNE PROBLEMY BIOMECHANIKI

ISSN 1898-763X

Zabrze 2020

19  
2020

**POLITECHNIKA ŚLĄSKA  
WYDZIAŁ INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ  
KATEDRA BIOMECHATRONIKI**

**ZESZYTY NAUKOWE  
KATEDRY BIOMECHATRONIKI**

**ZESZYT nr 19**  
(czerwiec 2020)

**AKTUALNE PROBLEMY  
BIOMECHANIKI**

ZABRZE 2020

## **RADA PROGRAMOWA**

**Romuald Będziński**  
**Lechosław B. Dworak**  
**Marek Gzik** – przewodniczący  
**Marek Mandera**  
**Jan Marciniak**  
**Stanisław Mazurkiewicz**  
**Eugeniusz Świtoński**  
**Andrzej Wit**

## **REDAKCJA**

Redaktor naczelny: **Robert Michnik**  
Zastępca redaktora naczelnego: **Alicja Balin**  
Redaktorzy tematyczni: **Edyta Kawlewska, Katarzyna Nowakowska-Lipiec**  
Redaktor techniczny: **Marta Sobkowiak-Pilorz**

## **ZESPÓŁ REDAKCYJNY**

**Bogdan Bacik, Tomasz Bielecki, Dawid Larysz, Grzegorz Milewski,**  
**Andrzej Myśliwiec, Zbigniew Paszenda**

ISSN 1898-763X

Artykuły zostały opracowane z tekstów nadesłanych przez Autorów.  
Wydano za zgodą Dziekana Wydziału Inżynierii Biomedycznej.

**Wszystkie artykuły umieszczone w niniejszym czasopiśmie są recenzowane.**

## **ADRES REDAKCJI**

Katedra Biomechatroniki Politechniki Śląskiej  
**ul. Roosevelta 40**  
**41-800 Zabrze**

Tel: (+48 32) 277 74 37  
Adres e-mail: [\*\*apb@biomechanik.pl\*\*](mailto:apb@biomechanik.pl)  
[www.biomechanik.pl/apb](http://www.biomechanik.pl/apb)

## SPIS TREŚCI

1. Chrobak A., Łagan S.: Analiza wybranych właściwości materiałów stosowanych na instrumentarium chirurgiczne .....5
2. Dymek M., Peliński J.: Analysis of longitudinal and rotational accelerations for different setups using american football helmet and head model .....12
3. Kędziorek J., Błażkiewicz M.: Ocena stabilności posturalnej w funkcji różnego ustawienia stóp na podłożu przy wykorzystaniu miar dynamiki nieliniowej .....20
4. Peliński J., Dymek M.: Analysis of injuries of a driver of a roll caged car sustained during a rollover crash.....27
5. Roszak M., Grygier D.: Wady technologiczne materiałów przeznaczonych do produkcji instrumentarium chirurgicznego .....35



Aleksandra CHROBAK<sup>1</sup>, Sylwia ŁAGAN<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Studenckie Koło Naukowe Inżynierii Biomedycznej, Wydział Mechaniczny, Instytut Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Krakowska, Kraków

<sup>2</sup>Instytut Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Krakowska, Kraków

## ANALIZA WYBRANYCH WŁAŚCIWOŚCI MATERIAŁÓW STOSOWANYCH NA INSTRUMENTARIUM CHIRURGICZNE

**Streszczenie:** Celem niniejszej pracy była analiza porównawcza wybranych właściwości materiałów metalicznych wykorzystywanych na narzędzia chirurgiczne. Przeprowadzono badania określające odporność na korozję (metodą grawimetryczną), zwilżalność powierzchni (metodą kropli siedzącej) oraz analizę swobodnej energii powierzchniowej z wykorzystaniem dwóch modeli analitycznych: Owensa-Wendta oraz van Ossa-Chauhury-Gooda. W wyniku badań wskazano właściwości stali austenitycznej i martenzytycznej determinujące dobór materiału do produkcji instrumentarium chirurgicznego.

**Słowa kluczowe:** stal austenityczna, stal martenzytyczna, korozja, zwilżalność powierzchni

### 1. WSTĘP

Chirurgia, jako szeroko pojmowany dział obejmuje wiele specjalności medycznych, w których nowoczesne rozwiązania materiałowe i technologiczne znajdują najwięcej zastosowań.

Dobór odpowiedniego narzędzia chirurgicznego to gwarancja optymalnego czasu zabiegu czy rozmiarów rany operacyjnej. Wymagania stawiane instrumentarium chirurgicznemu dotyczą odpowiedniej geometrii i ergonomii, która umożliwi sprawną obsługę, bezpieczeństwo zarówno operatora jak i pacjenta oraz niezawodność i bezawaryjność pracy [2]. Stanowią również określony zbiór właściwości mechanicznych, wysoką odporność na korozję jak i możliwość całkowitej sterylizacji [3, 9, 10] Ważnym jest także wykorzystanie odpowiedniego materiału, który pozwoli zmniejszyć inwazyjność oraz wpłynie na ograniczenie powikłań po wykonanym zabiegu. Do produkcji instrumentarium wykorzystywane są przede wszystkim materiały metaliczne (tj. stale odporne na korozję, stopy z pamięcią kształtu oraz miedź i jej stopy), a także materiały polimerowe [9]. Stale przeznaczone do produkcji instrumentarium zawdzięczają swoją wysoką odporność na korozję znaczącej zawartości chromu – powyżej 10,5% [8]. Mimo to narażone są na korozję o różnym charakterze zniszczenia – ogólną (równomierną), lokalną (wżerową, międzykrystaliczną, szczelinową), naprężeniową, zmęczeniową czy stykową [7].

Narzędzia chirurgiczne jako grupa wyrobów medycznych cechują się wysokimi wymaganiami i kryteriami oceny jakości, stąd ważne jest poszerzanie wiedzy zarówno konstruktorów, technologów, jak i osób zajmujących się badaniami materiałów, struktury i powierzchni instrumentarium. Współcześnie dzięki rozwojowi technologicznemu osiągnęła

jest coraz lepsza jakość produktów, wynikająca z zastosowania stali nierdzewnej o wysokich właściwościach mechanicznych i antykorozyjnych. Dodatkowo pojawiają się badania nad licznymi modyfikacjami oraz procesami technologicznymi, które pozwoliłyby na jeszcze lepsze rezultaty w wymienionych obszarach.

Celem niniejszej pracy była analiza porównawcza wybranych właściwości (odporności na korozję oraz zwilżalności powierzchni) materiałów metalicznych wykorzystywanych w produkcji instrumentarium chirurgicznego pod kątem funkcjonalności oraz prawidłowego oddziaływania z tkankami człowieka podczas zabiegu.

## 2. MATERIAŁ I METODYKA BADAŃ

Przedmiotem badań były: stal martenzytyczna X39Cr13 oraz stal austenityczna X2CrNi18-9. W wyniku cięcia metodą strumienia wody blach stalowych o grubości 4 mm otrzymano po 12 próbek z każdego materiału o wymiarach 10x70x4mm. Powierzchnię próbek oczyszczono alkoholem etylowym, a następnie próbki podzielono na 3 grupy, dla których zdefiniowano warunki inkubacji:

- I - próbki moczone w roztworze 0,9% NaCl (B.Braun Meslungen AG),
- II - próbki moczone w roztworze Sterofundin ISO (B.Braun Meslungen AG),
- III - próbki moczone w płynie do dezynfekcji (Alpinus Chemia Sp. z o.o.).

Próbki były moczone odpowiednio przez 7, 14 i 21 dni w zamkniętych pojemnikach o objętości 120 ml w piecu Advantage Lab w temperaturze 37°C.

Metodyka badań opierała się na wyznaczeniu odporności na korozję (w oparciu o zmianę masy) oraz określeniu kątów zwilżania i swobodnej energii powierzchniowej przed i po realizacji trzech procesów inkubacji.

Do wyznaczenia zmiany masy próbek wykorzystano wagę analityczną RADWAG AS 160/C/2 o dokładności pomiaru 0,001g. Próbki ważono przed moczeniem oraz odpowiednio po 7, 14 i 21 dniach moczenia. Dodatkowo porównano wyznaczony ubytek masy po 21 dniach z masą pozostałego w pojemnikach osadu. Roztwory z osadem odsączano za pomocą sączków laboratoryjnych, a następnie suszono przez 7 dni.

Pomiar kątów zwilżania i wyznaczanie swobodnej energii powierzchniowej przeprowadzono za pomocą goniometru Advex Instruments oraz skoordynowanym z nim oprogramowaniem komputerowym SeeSystem 6.3. Pomiary zwilżania realizowano w środowisku otoczenia (temperatura pomiaru wyniosła  $22\pm 1^\circ\text{C}$ , natomiast wilgotność powietrza wyniosła  $55\pm 5\%$ ). W badaniu wykorzystano metodę siedzącej kropli (o objętości 0,5  $\mu\text{l}$ ) z wykorzystaniem mikropipety manualnej Vitrum. Dla wszystkich grup wykonano pomiar 10 kropli każdej cieczy pomiarowej (przed moczeniem oraz odpowiednio po 7, 14 i 21 dniach moczenia). W oparciu o kąty zwilżania oraz dwa modele analityczne (model Owens-Wendta: OW, wymagający zastosowania dwóch cieczy, jednej polarnej a drugiej dyspersyjnej, oraz model van Ossa-Chauhury-Gooda: vOCG, wymagający wykorzystania dwóch cieczy polarnych i jednej dyspersyjnej) wyznaczono swobodną energię powierzchniową oraz jej składowe. Oznaczenie zwilżalności powierzchni przeprowadzono za pomocą trzech cieczy pomiarowych: wody destylowanej (Poch S.A.), diiodometanu (Merck Sp. z o.o.) oraz gliceryny bezwodnej (Chempur®). Wyniki porównano z rezultatami otrzymanymi dla próbek w stanie początkowym.

## 3. WYNIKI

Średnią masę próbek po 21 dniach inkubacji ( $m_{21-\text{sr}}$ ) oraz średni ubytek masy po 21 dniach inkubacji ( $\Delta m_{\text{sr}}$ ) w odniesieniu do średniej masy początkowej próbek ( $m_{0-\text{sr}}$ ) przedstawiono

w tabeli 1. W tabeli 2 przedstawiono wyniki pomiaru masy wysuszonego ( $m_o$ ) osadu z każdego pojemnika, który został odsączony a następnie wysuszony. Wartości porównano z sumarycznym ubytkiem masy wszystkich próbek poszczególnej grupy po 21 dniach inkubacji ( $\Delta m$ ).

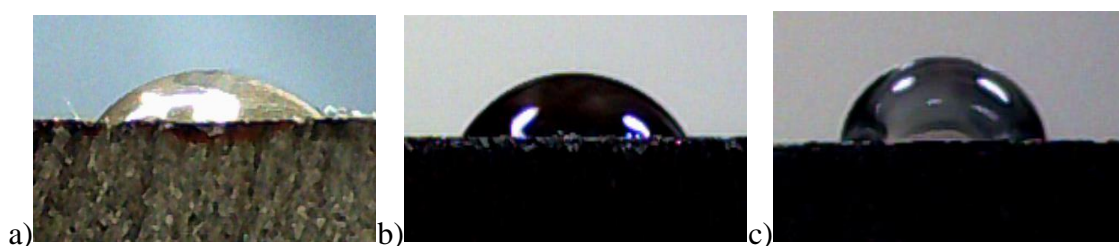
**Tabela 1. Średnia masa próbek oraz średni ubytek masy próbek stali (SD – odchylenie standardowe)**

Stal	Grupa	$m_{0-śr}$ [g] (SD)	$m_{21-śr}$ [g] (SD)	$\Delta m_{śr}$ [%]
X39Cr13	I	20,004 (0,367)	19,984 (0,365)	0,100
	II	19,771 (0,173)	19,764 (0,173)	0,040
	III	19,605 (0,200)	19,591 (0,198)	0,080
X2CrNi18-9	I	24,564 (1,212)	24,564 (1,212)	0,000
	II	24,315 (0,497)	24,314 (0,496)	0,004
	III	25,688 (0,743)	25,687 (0,743)	0,004

**Tabela 2. Porównanie ubytku masy próbek z masą osadu pozostającego w pojemnikach po 21 dniach**

Stal	Grupa	$\Delta m$ [g]	$m_o$ [g]
X39Cr13	I	0,080	0,075
	II	0,030	0,029
	III	0,059	0,057
X2CrNi18-9	I	0,003	0,003
	II	0,004	0,004
	III	0,004	0,004

Przykładowe zdjęcia kropli dla określonych grup próbek ze stali X39Cr13 oraz X2CrNi18-9 każdej cieczy pomiarowej przedstawiono na rys. 1 oraz 2.



**Rys. 1** Zdjęcia przykładowej kropli na powierzchni próbki stali X39Cr13: a) po moczeniu 7 dni w płynie do dezynfekcji (kropla wody), b) po moczeniu 14 dni w roztworze Sterofundin ISO (kropla diiodometanu), c) po moczeniu 21 dni w roztworze 0,9% NaCl (kropla gliceryny)





Rys. 2 Zdjęcia przykładowej kropli na powierzchni próbki stali X2CrNi18-9: a) po moczeniu 7 dni w płynie do dezynfekcji (kropla wody), b) po moczeniu 14 dni w roztworze Sterofundin ISO (kropla diiodometanu), c) po moczeniu 21 dni w roztworze 0,9% NaCl (kropla gliceryny)

Otrzymane wyniki kątów zwilżania dla trzech cieczy pomiarowych – diiodometanu (D), gliceryny (G) oraz wody (W) dla dwóch rodzajów stali zestawiono w tabeli 3.

Tabela 3. Zestawienie wartości kątów [°] zwilżania dla stali (SD – odchylenie standardowe)

Grupa		D (SD)	G (SD)	W (SD)
<b>X39Cr13</b>				
<b>0</b>		51,52 (10,09)	95,32 (3,45)	66,61 (4,33)
<b>I</b>	<b>7</b>	38,67 (2,04)	72,19 (4,190)	59,19 (6,74)
	<b>14</b>	49,80 (6,64)	76,73 (7,09)	59,01 (4,29)
	<b>21</b>	37,18 (3,94)	89,88 (7,60)	70,80 (9,59)
<b>II</b>	<b>7</b>	48,97 (3,76)	91,44 (4,96)	68,48 (5,66)
	<b>14</b>	54,86 (8,07)	53,80 (5,29)	63,79 (9,77)
	<b>21</b>	35,49 (5,61)	85,16 (5,29)	56,85 (5,51)
<b>III</b>	<b>7</b>	42,76 (4,63)	67,25 (8,59)	37,98 (7,21)
	<b>14</b>	42,24 (3,29)	81,09 (4,12)	19,42 (6,41)
	<b>21</b>	43,38 (3,51)	85,53 (5,94)	20,05 (3,50)
<b>X2CrNi18-9</b>				
<b>0</b>		31,97 (1,91)	71,15 (2,67)	50,35 (7,33)
<b>I</b>	<b>7</b>	40,07 (2,92)	87,35 (6,76)	92,21 (2,40)
	<b>14</b>	41,58 (3,32)	85,35 (11,50)	64,88 (8,76)
	<b>21</b>	41,58 (3,32)	85,35 (11,50)	64,88 (8,76)
<b>II</b>	<b>7</b>	31,93 (3,88)	71,68 (7,74)	70,30 (3,62)
	<b>14</b>	36,77 (5,29)	83,88 (8,82)	83,17 (6,01)
	<b>21</b>	45,05 (3,11)	86,69 (4,35)	85,60 (4,67)
<b>III</b>	<b>7</b>	38,21 (5,60)	74,71 (9,45)	59,72 (4,20)
	<b>14</b>	39,01 (7,94)	78,37 (7,36)	27,59 (4,64)
	<b>21</b>	31,53 (3,43)	88,59 (4,28)	22,49 (4,80)

W tabelach 4 i 5 przedstawiono wartości swobodnej energii powierzchniowej oraz jej składowych obliczonych z wykorzystaniem dwóch modeli obliczeniowych – Owensa-Wendta: OW oraz van Ossa-Chauhury-Gooda: vOCG dla stali martenzytycznej X39Cr13 oraz austenitycznej X2CrNi18-9.

Tabela 4. Wartości swobodnej energii powierzchniowej oraz jej składowych dla stali X39Cr13 [mJ/m<sup>2</sup>]

Grupa		OW			vOCG				
		$\gamma_s$	$\gamma_s^p$	$\gamma_s^d$	$\gamma_s$	$\gamma_s^p$	$\gamma_s^d$	$\gamma_s^+$	$\gamma_s^-$
<b>0</b>		44,59	11,16	33,42	69,68	33,42	36,26	6,28	52,30
<b>I</b>	<b>7</b>	52,94	12,66	40,27	51,30	11,03	40,27	0,86	35,50
	<b>14</b>	49,50	15,11	34,39	47,75	13,36	34,39	1,05	42,53
	<b>21</b>	47,69	6,69	41,00	67,36	26,36	41,00	5,00	34,75
<b>II</b>	<b>7</b>	44,50	9,65	34,85	62,66	27,81	34,85	4,54	42,58
	<b>14</b>	45,05	13,52	31,52	42,19	10,67	31,52	1,98	14,40
	<b>21</b>	55,18	13,38	41,80	77,47	35,67	41,80	5,60	56,83
<b>III</b>	<b>7</b>	63,94	25,75	38,20	55,45	17,25	38,20	1,10	67,64
	<b>14</b>	72,68	34,21	38,47	100,05	61,58	38,47	7,76	122,25
	<b>21</b>	72,23	34,36	37,87	110,85	72,98	37,87	10,12	131,59

Tabela 5. Wartości swobodnej energii powierzchniowej oraz jej składowych dla stali X2CrNi18-9 [mJ/m<sup>2</sup>]

Grupa		OW			vOCG				
		$\gamma_s$	$\gamma_s^p$	$\gamma_s^d$	$\gamma_s$	$\gamma_s^p$	$\gamma_s^d$	$\gamma_s^+$	$\gamma_s^-$
<b>0</b>		59,78	16,31	43,47	62,10	18,64	43,47	1,75	49,51
<b>I</b>	<b>7</b>	40,19	0,62	39,57	43,59	4,02	39,57	0,93	4,32
	<b>14</b>	48,97	10,17	38,81	63,23	24,43	38,81	3,63	41,13
	<b>21</b>	37,24	0,52	36,72	42,07	5,35	36,72	1,45	4,93
<b>II</b>	<b>7</b>	49,69	6,29	43,40	48,42	5,01	43,40	0,36	17,23
	<b>14</b>	43,47	2,27	41,20	48,42	7,23	41,20	1,24	10,53
	<b>21</b>	39,27	2,29	36,98	43,63	6,65	36,98	1,09	10,13
<b>III</b>	<b>7</b>	52,79	12,29	40,50	54,68	14,18	40,50	1,34	37,42
	<b>14</b>	70,07	29,97	40,10	90,46	50,36	40,10	6,08	104,21
	<b>21</b>	73,72	30,14	43,58	130,44	86,86	43,58	14,19	132,96

#### 4. Dyskusja wyników

Badanie odporności na korozję potwierdziło zakładaną wyższą odporność stali X2CrNi18-9. Oprócz dwóch pomiarów średnich ubytków masy, które wyniosły 0,004%, nie zaobserwowano zmian w masie próbek, albo zmiana masy była mniejsza, niż dokładność wagi. Natomiast średni ubytek masy dla próbek ze stali X39Cr13 wahał się nawet pomiędzy 0,04-0,1%. Wyniki pomiaru masy osadu różniły się nieznacznie od ubytków masy poszczególnych próbek wykonanych ze stali martenzytycznej (po okresie 21 dni). Wynika to z faktu, że niecały osad mógł zostać przesączony, nieznaczne cząsteczki osadu mogły pozostać w pojemniku. Rogowska R. [5] badała odporność korozyjną stali X39Cr13 pokrytej 3 rodzajami powłok w dwóch środowiskach: 0,5 molowym roztworze NaCl oraz w roztworze Troydse'a. Wszystkie wyniki wskazywały na najniższą odporność stali, która nie została pokryta żadną powłoką. Otrzymane wartości niskiej odporności stali X39Cr13 pokrywają się z wynikami uzyskanymi w niniejszej pracy.

Badanie odporności korozyjnej stali X2CrNi18-9 przeprowadził Rokosz K. [6]. Wykorzystał on środowisko 6 różnych płynów, m.in. roztworu Ringera czy wodnego roztworu 3,5% NaCl. Badanie elektrochemiczne wykazało, że stal w roztworze Ringera posiada najmniejszą odporność na korozję wżerową, ale największą odporność na korozję niewżerową. Odporność korozyjna próbek w środowisku NaCl w porównaniu do 5 innych środowisk wykazała się średnią dla obu rodzajów korozji. Wyniki te są skorelowane z wynikami niniejszej pracy, wyższy poziom korozji wżerowej wystąpił dla próbek moczonych w roztworze Sterofundin (skład chemiczny roztworu jest zbliżony do roztworu Ringera). Raja Muthu Kumar K.S. et al. [4] przeprowadzili badania elektrochemiczne odporności korozyjnej stali austenitycznej, oznaczanej co sześć dni, w dwóch środowiskach: 3,0% oraz 3,5% roztworze NaCl. Wyższą odpornością korozyjną (od ok. 4 do 9%) odznaczyły się próbki moczone w roztworze 3,0%.

Badanie zwilżalności powierzchni stali austenitycznej wskazuje na zmienny i niejednorodny charakter powierzchni. Kąt zwilżania zawiera się w przedziale 22-92°. Najniższy kąt zwilżania - czyli najbardziej hydrofilową powierzchnię - otrzymano dla próbek moczonych w płynie do dezynfekcji, natomiast najwyższy kąt, wskazujący na hydrofobowy charakter powierzchni, otrzymano dla próbek moczonych w roztworze 0,9% NaCl oraz roztworze Sterofundin. Wartość swobodnej energii powierzchniowej zawierała się w zakresie 37-73 [mJ/m<sup>2</sup>], najwyższą wartość uzyskała dla próbek moczonych w płynie do dezynfekcji. El Farricha Omar et al. [1] oznaczali kąt zwilżania stali X2CrNi18-9 przed i po działaniu roztworu wodnego szalwii lekarskiej. Badania wskazały hydrofilowy charakter powierzchni (otrzymano kąt zwilżania niezmięnionej powierzchni na poziomie 63°), co potwierdza wynik otrzymany w niniejszej pracy. Autorzy otrzymali wartość składowej dyspersyjnej swobodnej energii powierzchniowej badanego materiału na poziomie 41 [mJ/m<sup>2</sup>].

Dla stali martenzytycznej otrzymano kąt zwilżania w przedziale 19-70°, co wskazuje na hydrofilowy charakter powierzchni. Najmniejszy kąt zwilżania również otrzymano dla próbek moczonych w płynie do dezynfekcji, a najwyższy dla próbek moczonych w roztworze Sterofundin. W pracy [5] Rogowska R. otrzymała kąt zwilżania stali X39Cr13 na poziomie 38°. Jest to prawie dwukrotnie niższy wynik od otrzymanego w niniejszej pracy, jednak charakter powierzchni w obu przypadkach pozostał hydrofilowy. Wartość swobodnej energii powierzchniowej próbek niepokrytych powłokami wahała się między 51-55 [mJ/m<sup>2</sup>]. Wynik ten nieznacznie odbiega od wyników niniejszej pracy dla próbek moczonych w roztworze 0,9% NaCl oraz w roztworze Sterofundin. Natomiast jest on nawet do 100% niższy dla próbek moczonych w płynie do dezynfekcji (biorąc pod uwagę wynik otrzymany metodą van Ossa).

## 5. WNIOSKI

Przeprowadzone w niniejszej pracy badania miały na celu określenie wybranych właściwości stali stosowanych na instrumentarium chirurgiczne.

Wyższą odpornością na korozję odznaczyła się stal austenityczna. Wyniki pomiaru procentowego ubytku masy próbek z tego rodzaju stali były niższe nawet o 25-krotnie od wyników pomiaru ubytku masy stali martenzytycznej. Istotne znaczenie dla korozji ma również stężenie roztworu, w którym moczone są próbki. Im wyższe stężenie roztworu (w tym przypadku NaCl), tym wyższy jest ubytek masy, a co się z tym wiąże - niższa odporność na korozję.

Badanie zwilżalności stali martenzytycznej wskazało na hydrofilowy charakter powierzchni, co ułatwia zwalczanie drobnoustrojów i ogranicza tworzenie się biofilmu na powierzchni materiału. Zastosowanie tego rodzaju materiału do produkcji instrumentarium jest

lepszą opcją niż wykorzystanie stali austenitycznej, dla której otrzymano niejednoznaczny charakter hydrofilowo - hydrofobowy.

Nie można jednoznacznie stwierdzić, która stal jest lepszym materiałem do produkcji instrumentarium chirurgicznego. Zbadanie innych właściwości czy poszerzenie grupy badawczej do innych rodzajów stali nierdzewnej oraz zastosowanie do badań innych środowisk mogłoby wspomóc dobór optymalnego materiału.

## LITERATURA

- [1] El Farricha O., Sadiki M., El Aabedy A., Lekbach Y., El Abed S., Ibsouda S., El Yamani J.: The Stainless Steel 304l Surface Energy Properties Modification by Aqueous Extract from *Salvia Officinalis*, *International Scientific Research Journal*, vol. 1(7), 2015, p.42-46.
- [2] Eliaz N., *Corrosion of Metallic Biomaterials: A Review*, *Materials*, vol. 12(3), 2019, p.407.
- [3] Paszenda Z., Tyrlik-Held J.: *Instrumentarium chirurgiczne*. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002, s. 9-11
- [4] Raja Muthu Kumar K.S., Vijian P., Samu Solomon J., L., Berchmans J.: Corrosion studies on Stainless Steel-304 in brackish environment, *International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering*, vol. 2 (5), 2012, p. 178-182.
- [5] Rogowska R.: Własności korozyjne i powierzchniowe powłok złożonych CrN osadzonych metodą łukowo-próżniową na stali 4H13, „Problemy eksploatacji”, nr 3, 2008, s. 205-218.
- [6] Rokosz K., Hryniewicz T., Dudek Ł.: Badania porównawcze odporności korozyjnej stali austenitycznej AISI 304L (EN 1.4307) stosowanej do przewozu wybranych płynów. „Autobusy : technika, eksploatacja, systemy transportowe”, nr 6, 2015, s. 195-197.
- [7] Surowska B.: Wybrane zagadnienia z korozji i ochrony przed korozją. Wydawnictwo Politechniki Lubelskiej, Lublin 2002, s. 20
- [8] PN-EN 10088-1:2014 Stale odporne na korozję. Część 1: Wykaz stali odpornych na korozję.
- [9] [http://sterylizacja.org.pl/pliki/prezentacje/XXI\\_zjazd/Analiza\\_wybranych\\_wlasnosci\\_-\\_Witold\\_Walke.pdf](http://sterylizacja.org.pl/pliki/prezentacje/XXI_zjazd/Analiza_wybranych_wlasnosci_-_Witold_Walke.pdf) (7.11.2019).
- [10] [http://sterylizacja.org.pl/pliki/Reprocesowanie\\_Wyrobow\\_Medycznych/ROZDZIAL\\_3\\_PODSTAWY\\_MYCIA,DEZYNFEKCJI,STERYLIZACJI.pdf](http://sterylizacja.org.pl/pliki/Reprocesowanie_Wyrobow_Medycznych/ROZDZIAL_3_PODSTAWY_MYCIA,DEZYNFEKCJI,STERYLIZACJI.pdf) (13.11.2019).

## ANALYSIS OF SELECTED PROPERTIES OF MATERIALS USED FOR SURGICAL INSTRUMENTS

**Abstract:** The aim of this work was comparative analysis of selected properties of metallic materials used for surgical instruments. The studies have been conducted to determine the corrosion resistance (gravimetric method), surface wettability (sitting drop method) and free surface energy analysis using two analytical models: Owens-Wendt's and van Oss-Chauhury-Good's. As a result, the properties of austenitic and martensitic steel determining the choice of material for the production of surgical instruments have been indicated.

**Mateusz DYMEK<sup>1</sup>, Jakub PELIŃSKI<sup>2</sup>,**

<sup>1</sup>mateusz.dym@gmail.com, Wrocław University of Science and Technology

<sup>2</sup>jakubpelinski@gmail.com, Wrocław University of Science and Technology

## **ANALYSIS OF LONGITUDINAL AND ROTATIONAL ACCELERATIONS FOR DIFFERENT SETUPS USING AMERICAN FOOTBALL HELMET AND HEAD MODEL**

**Abstract:** The article presents simulations of the professional model of an American football helmet with a head-neck model. The aim of the research is the analysis of longitudinal and rotational accelerations acting on the head. Presented are two setups, each with two different aspects of velocities. Investigated parameters are angular and longitudinal accelerations acting on the head during a collision. Finite Element discrete model was prepared and explicit format of the simulation was performed. Presented results include graphs of longitudinal and rotational accelerations measured with respect to head's center of gravity and HIC analysis.

**Keywords:** American football, helmet, Finite Element Method, facemask, brain, brain injury

### 1. INTRODUCTION

Every American football game is full of spectacular tackles (Figure 1). Sadly, each tackle brings a risk of injury. Despite this fact, the will to play the game wins in players' heads. Each athlete is acquainted with the possibility that he may be carted off the field, still decides to compete on the highest possible level. It has been often recently mentioned about former NFL players suffering various brain dysfunctions such as memory loss, slurred speech, paralysis, seizures, personality changes. In some cases, the injuries lead to a subdural hematoma, diffuse brain edema, arteriovenous malformation, and diffuse brain edema [1]–[3].



**Figure 1.** One of the authors captured by Rafal Seifert during the game

This topic was mentioned in “Concussion” (2015), the movie directed by Peter Landesman and explained chronic traumatic encephalopathy, which is brain degeneration that players suffered after frequent head to head collisions. Moreover, in the series “Ballers” (5<sup>th</sup> season, 2019) players safety and post-career medical care were mentioned [4], [5]. Discovering this problem among one of the authors' experiences as a player leads to an investigation of the mechanical aspect of the collision. The aim of the research is the analysis of longitudinal and rotational accelerations acting on the head and estimation of HIC (Head injury criterion) values measured with respect to head's center of gravity.

The Finite Element model of the helmet together with the head and neck model of a dummy is utilized in this study. As it has been discussed about doubts in the HIC as it covers only longitudinal accelerations, it was decided to analyze both, longitudinal and rotational accelerations acting on the head in two different setups [6]–[9]. The rotational acceleration is associated with strain response while longitudinal with transient intracranial pressure gradient [10]. One setup is a head to head collision and the second setup is a collision with 150mm offset (Figure 2). Each setup is modeled into two variations. First with one helmet with an initial velocity and the second helmet set as stationary and second with initial velocities set to both helmets. The velocity is equal to 5m/s in the x-axis of the global coordinate system.

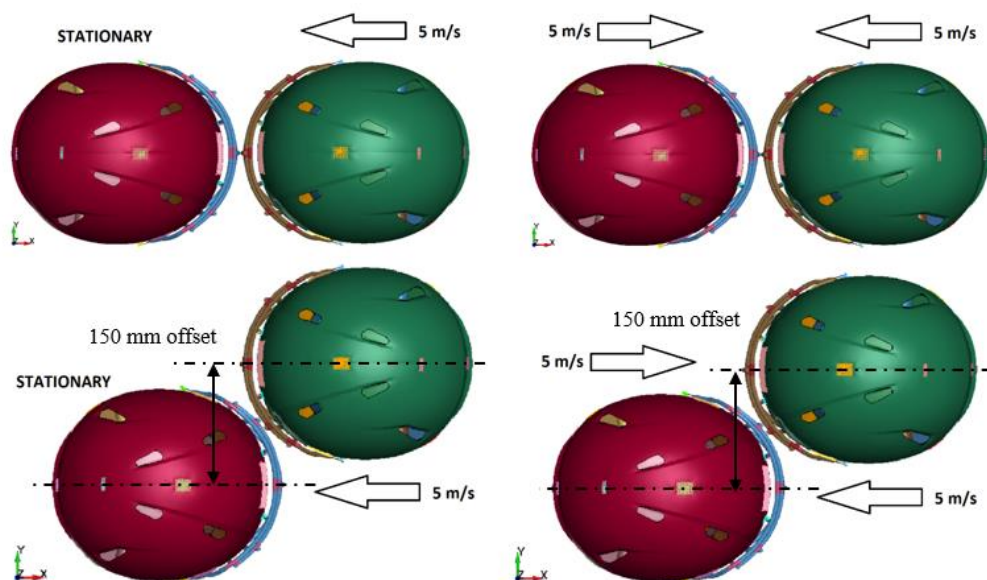


Figure 2. Impact configurations

## 2. MATERIALS AND METHODS

### 2.1 Model discretization

Both head and helmet structures are meshed with respect to the geometry. Each element is modeled individually, thanks to this it is possible to minimize computational time with fine mesh. The simulations are performed in the LS-DYNA (explicit solver, LSTC corporation) environment with the fulfillment of Courant-Friedrichs-Lewy condition as the simulation is in an explicit format. The discretization is displayed in Figure 3 [11].



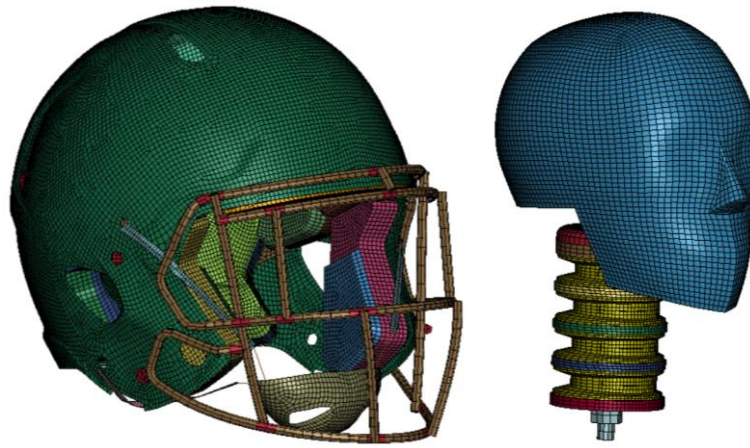


Figure 3. Discrete model of helmet and head

The used head model is an HIII Head Neck model. Figure 3 shows that the model is composed of: head skin, head skull, neck and selected coordinate systems.

The coordinate systems enable to retrieve specific data such as longitudinal and rotational accelerations acting on the head and location and orientation of upper and lower neck mountings. In use with neck mount, it is possible to obtain neck forces in connection to the head and body [12].

## 2.2 Material description

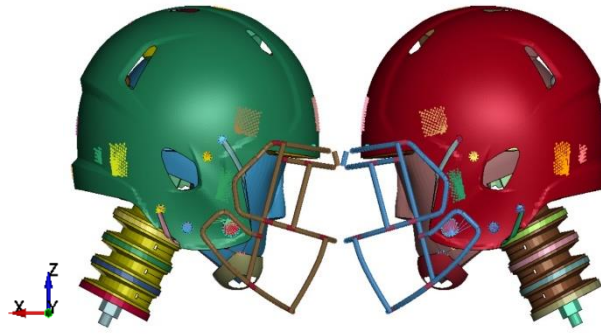
The material used to manufacture the shell is polycarbonate, the material used to manufacture the facemask is titanium alloy (Table 1).

Table 1. Mechanical properties of used materials

PART	FACEMASK	SHELL	PADDING (FRONT)	PADDING (TOP, SIDES)	PADDING (BACK)
DENSITY [ $g/cm^3$ ]	8.546	1.095	0.1705	0.07 0.095	0.07 0.1
YOUNG'S MODULUS [GPa]	210	1.565	0.003	0.02	0.02 0.2
POISSON'S RATIO	0.3	0.3	-	-	-

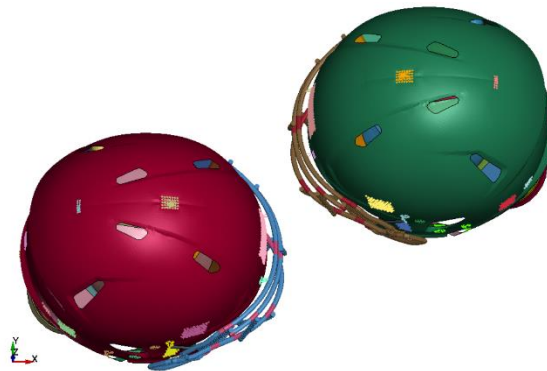
## 2.3 Simulation description

The aim of the study is to analyze accelerations and velocities acting on the dummy during the collision. Moreover, it is possible to establish the crashworthiness of the helmet structure. Prepared models contain a professional helmet model with a head and neck model of the dummy. There are four simulations in two different setups. Firstly the helmets are oriented head to head (Figure 4). In first setup there two simulations: one with initial velocity set to one helmet impacting the other, second with initial velocities set to both helmets. The velocities are equal to 5 m/s in the x-axis of the global coordinate system.



**Figure 4. First simulation setup with the global coordinate system**

Secondly, the helmets are offset by 150mm (Figure 5). Respectively, in the first setup, one helmet is set with an initial velocity. In the second setup, both helmets are set with a velocity equal to 5 m/s in the x-axis of the global coordinate system.



**Figure 5. Second simulation setup with the global coordinate system**

Displayed below graphs show how the longitudinal and rotational acceleration varies with respect to different setups and velocities. The data was collected from the head's center of gravity. The number of frames for the acceleration and HIC data is set as 10 000 and calculated for 23 ms. Displayed is 12 ms simulation course. The data was filtered by 1 000 Hz SAE filter.

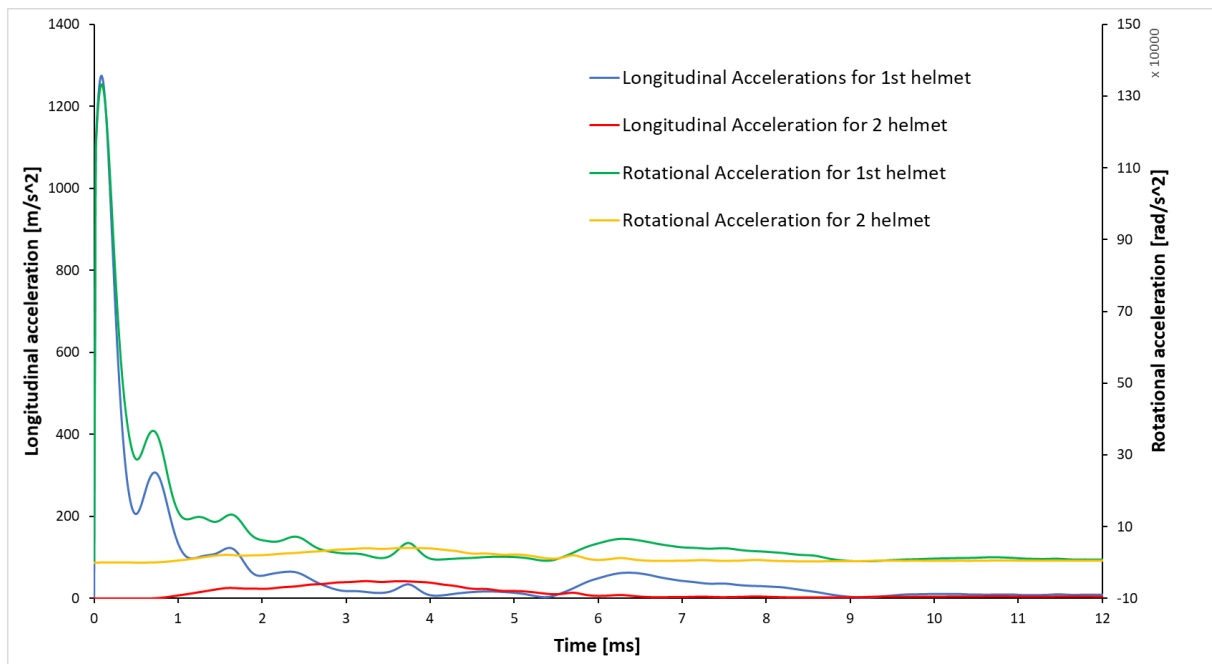
### 3. RESULTS

While analyzing head impacts it is important to analyse both, longitudinal and rotational accelerations measured with respect to head's center of gravity. The rotational acceleration is associated with strain response while longitudinal with transient intracranial pressure gradient.

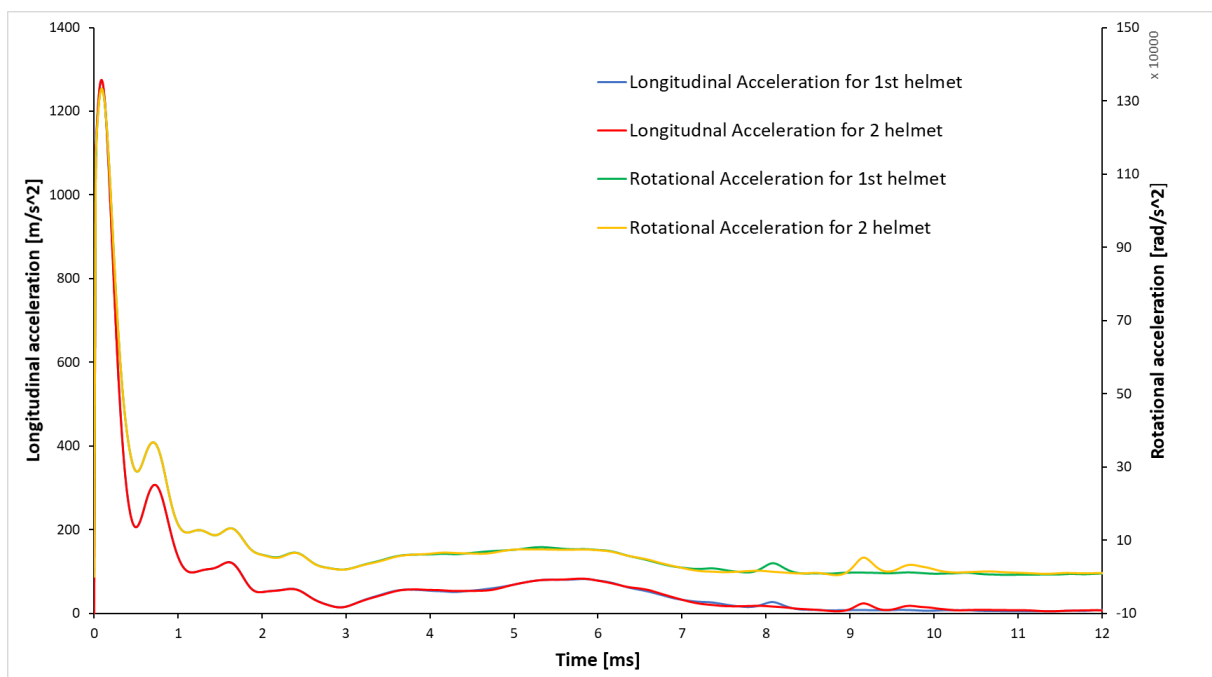
The graphs presented picture longitudinal and rotational accelerations during the collision (12ms). The helmet models are oriented close to each other, this is the reason why the accelerations peak is in the first millisecond. Moreover, another small peak is observed. The reason is the so called secondary injury which is present in head collisions. Firstly, the head is in contact with the front padding in the helmet, then head bounces and is in contact with the rear padding.

In Figure 6 and Figure 8, where one of the helmets was stationary it is observed that the accelerations for 2<sup>nd</sup> helmet are significantly lower. In Figure 7 and Figure 9, where both helmets had set initial velocity, it is observed that accelerations are at the same level.





**Figure 6. Resultant accelerations graph in head to head setup with one stationary helmet and one moving helmet**



**Figure 7. Resultant accelerations graph in head to head setup with both moving helmets**

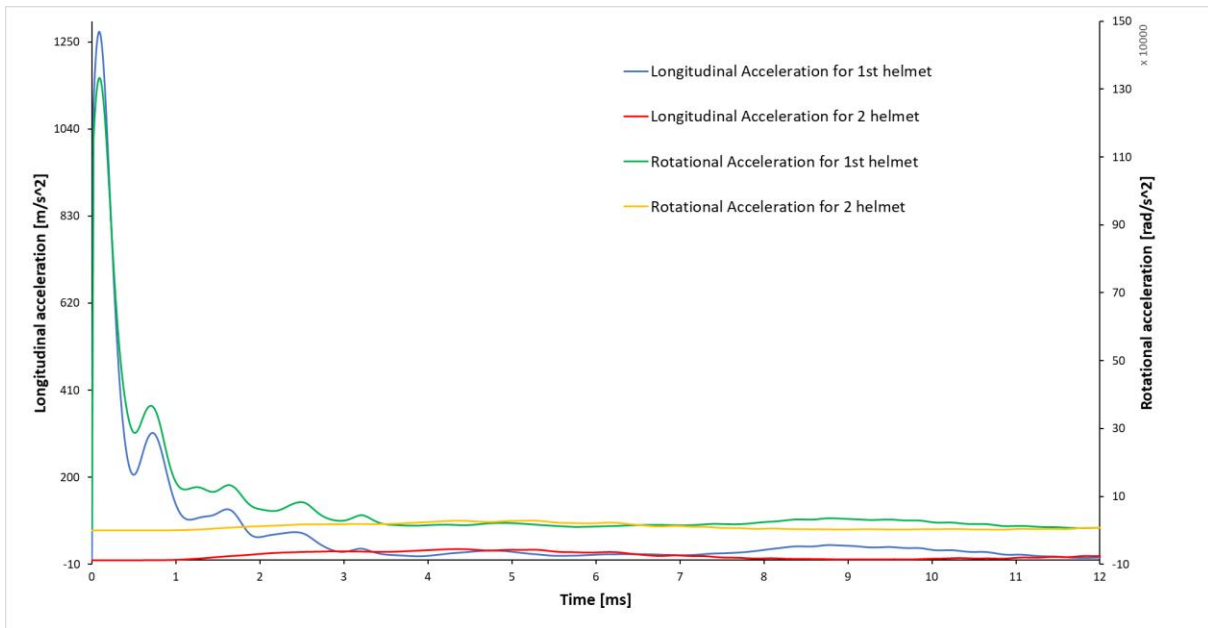


Figure 8. Resultant accelerations graph in offset setup with one stationary helmet and one moving helmet

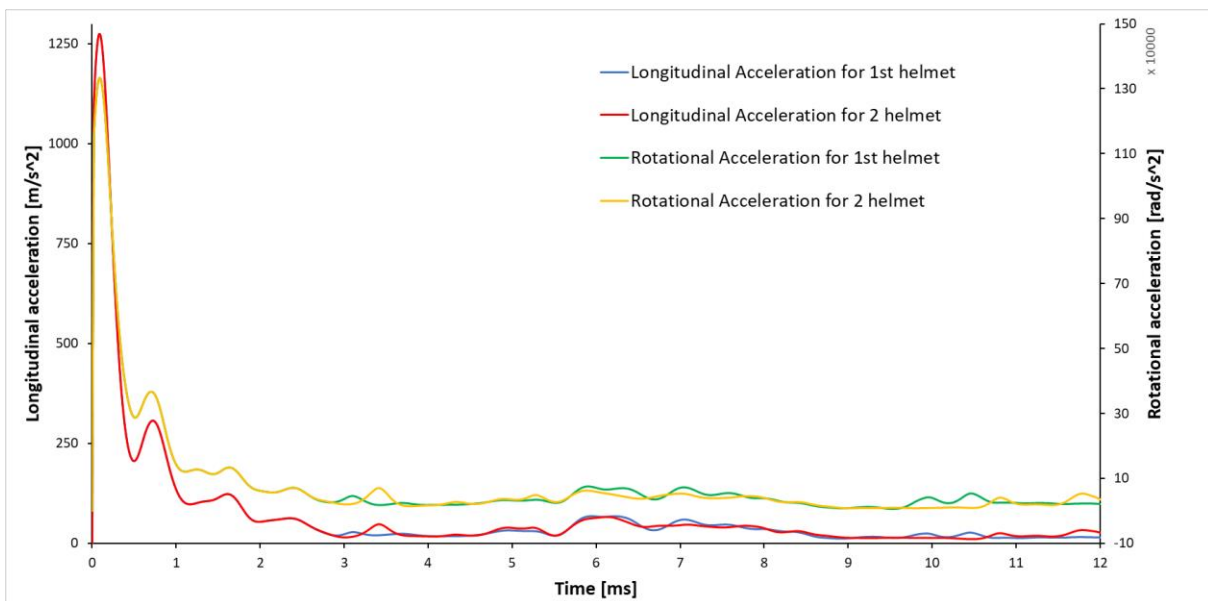


Figure 9. Resultant accelerations graph in offset setup with both moving helmets

HIC analysis is displayed in Table 2.

Table 2 HIC analysis

	Head – to – head setup		Offset setup	
	Double velocities	One velocity	Double velocities	One velocity
Highest HIC value	1728	1728	1728	1728

Head injury criterion analysis (Table 2) points out that even though the setups were different, the maximum values are identical. This is due to the fact that HIC is calculated using longitudinal acceleration only.

#### 4. DISCUSSION

The simulation proved the initial assumptions about the differences in accelerations for different setups. It is clearly visible that the head to head setup is much more dangerous in terms of accelerations than the offset setup. Moreover, the readings from stationary helmets are significantly lower. Analyzing the accelerations in terms of overload, it is observed that for selected setups overload exceeds 100G in duration up to 1.5ms. In Comparison, Robert Kubica was subjected to 75G in a car accident in 2007. Additionally, taking into consideration head injury criterium (Table 2), it can be noticed that such collisions can result in fatal injury (5% probability) or critical injury (30% probability). This study pointed out how important rotational acceleration is. The maximum HIC values are the same for each simulation no matter the setup. Basing the assessment only on HIC is not sufficient in order to minimize injuries in sports, urban accidents, and motorsports.

What has to be pointed out are the values of rotational acceleration acting on the head. Bearing in mind the fact that skull bones are much more vulnerable for side impacts than for longitudinal impacts, this can have significant matter. [12] Rotational acceleration is as significant as longitudinal acceleration while computing the probability of concussion. The rotational acceleration is associated with strain response while longitudinal with transient intracranial pressure gradient [10]. At this stage of research, it is considered to suggest a new head injury criterium that will include both longitudinal and rotational acceleration with respect to brain injury probability. Moreover, it is can be said, that helmet structure remained undamaged in all configurations. Considering mechanical injuries of the head – none occurred. Basing on this additional criterium, it can be said that athletes' body parts such as eyes, nose, mouth or ears are completely safe.

#### 5. CONCLUSIONS

The knowledge acquired in this study proved that further research definitely should be conducted not only on American football helmets but also on motorbike, race car, lacrosse or hockey helmets. The NOSCAE organization validates as well industrial safety and fire and emergency equipment [13]. Firefighters' helmets may also be analyzed on their protection on brain tissues. Basing on this research it is advised to proceed with an actual head – brain model to investigate displacement of the brain inside the skull and intracranial pressure. Moreover HIC parameter is not sufficient criterion in consideration of head impacts. With that being researched, it will be possible to design new absorbing technology that will help to minimalize the probability of head injury.

#### **Acknowledgment**

The Authors acknowledge financial support by Dean Full Professor Tomasz Nowakowski, PhD, DSc, Eng and Vice-Dean for General Affairs Associate Professor of WUST Celina Pezowicz, PhD, DSc, Eng, Vice-Dean for Student Affairs Piotr Górski, PhD, Eng.

This study utilized model(s) licensed from Biomechanics Consulting and Research, LC (Biocore), model(s) derived therefrom, or both. The development of those model(s) was made possible by a grant from Football Research, Inc. (FRI) and the National Football League, with input from the NFLPA. The views expressed are solely those of the authors and do not represent those of Biocore, FRI, or any of its affiliates or funding sources.

This research was conducted as an additional study accompanied to the master thesis of one of the authors.

## LITERATURE

- [1] B. P. Boden, R. L. Tacchetti, R. C. Cantu, S. B. Knowles, and F. O. Mueller: Catastrophic head injuries in high school and college football players, *Am. J. Sports Med.*, vol. 35, no. 7, 2007, p. 1075-1081.
- [2] M. Dymek, G. Ziólkowski, M. Ptak: Approach to numerical simulation of an american football helmet, "Aktual. Probl. Biomech.", nr 17, 2019, p. 27-34.
- [3] C. K. S. Gregory J Tierney, Hamed Joodaki, Tron Krosshaug, Jason L Forman, Jeff R Crandall: The kinematics of head impacts in contact sport: an initial assessment of the potential of model based image matching, *ISBS-Conference Proc. Arch.*, 18-22 July 2016, p. 108-111.
- [4] P. Landesman: Concussion. United States of America: Sony Pictures Releasing, 2015.
- [5] S. Levinson: *Ballers*, TV series. United States of America: HBO, 2015.
- [6] A. Bailey et al.: Validation of a videogrammetry technique for analysing American football helmet kinematics, *Sport. Biomech.*, 2018, p.1-23.
- [7] D. Marjoux, D. Baumgartner, C. Deck, and R. Willinger: Head injury prediction capability of the HIC, HIP, SIMon and ULP criteria, *Accid. Anal. Prev.*, vol. 40, no. 3, May 2008, p. 1135-1148.
- [8] S. Rowson and S. M. Duma: Brain injury prediction: Assessing the combined probability of concussion using linear and rotational head acceleration, *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 41, no. 5, May 2013, p. 873-882.
- [9] R. Jadischke, D. C. Viano, N. Dau, A. I. King, and J. McCarthy: On the accuracy of the head impact telemetry (hit) system used in football helmets, *J. Biomech.*, vol. 46, no. 13, Sep. 2013, p. 2310-2315.
- [10] M. Aare, S. Kleiven, and P. Halldin: Injury criteria for oblique helmet impacts. In: 2003 IRCOBI conference, Lisbon, Portugal, September 2003, pp. 349–350.
- [11] Massachusetts Institute of Technology: Stability of Finite Difference Methods, *Numer. Fluid Mech. Lect. Notes*, 2009, p. 75-81.
- [12] M. B. P. Giudice, J. Sebastian, K. Kong, A. Caudillo, S. Mukherjee: *Finite Element Models of Helmet Assessment Tools*, Biocore, 2018.
- [13] NOSCAE: SEI Certified models, <https://www.seinet.org/search.htm> (15.03.2020)

## ANALIZA WZDŁUŻNYCH I KĄTOWYCH PRZYSPIESZEŃ DLA RÓŻNYCH USTAWIEŃ PRZY UŻYCIU MODELU KASKU DO FUTBOLU AMERYKANSKIEGO ORAZ MODELU GŁOWY

**Streszczenie:** Artykuł ma na celu zaprezentowanie symulacji zderzenia kasków do futbolu amerykańskiego z użyciem modelu głowy. Celem pracy jest analiza przyspieszeń wzdluznych i katowych oddziałujacych na glowe. Zaprezentowano dwa ustawienia kaskow, kazde ustawienie jest podzielone na dwie symulacje przedstawiajace rozne wariacje prędkosci. Nacisk w tej pracy jest polozony na zbadanie wartosci przyspieszen wzdluznych oraz katowych podczas prezentowanych zderzen. W tym celu zostal stworzony model dyskretny (obliczeniowy) kasku oraz glowy. Zaprezentowane rezultaty pokazuja wykresy przyspieszen wzdluznych i katowych oddziałujacych na srodek ciężkości glowy oraz analizę parametru HIC.

**Słowa kluczowe:** Futbol Amerykański, kask, Metoda Elementów Skończonych, zderzenie, mózg, urazy mózgu

**Justyna KĘDZIOREK<sup>1</sup>, Michalina BŁAŻKIEWICZ<sup>1</sup>**

<sup>1</sup>Katedra Nauk Przyrodniczych, Wydział Rehabilitacji, Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego, Warszawa

## **OCENA STABILNOŚCI POSTURALNEJ W FUNKCJI RÓŻNEGO USTAWIENIA STÓP NA PODŁOŻU PRZY WYKORZYSTANIU MIAR DYNAMIKI NIELINIOWEJ**

**Streszczenie:** Celem pracy była ocena stabilności posturalnej w różnych warunkach podparcia: stanie obunóż, jednonóż i w tandemie przy oczach otwartych. W badaniach wzięła udział grupa trzydziestu trzech zdrowych osób w wieku  $21.88 \pm 1.65$  lat. Badania zostały przeprowadzone przy użyciu platformy AMTI AccuSway (30 sekund – każda próba). Do obliczeń eksportowano położenia środka nacisku stóp na podłoże (CoP) w płaszczyznach x i y. Następnie została policzona długość drogi CoP i współczynniki dynamiki nieliniowej: entropia próbkowa, wymiar fraktalny i wykładnik Lapunowa. Wykazano, że zmniejszenie pola powierzchni podparcia powoduje istotny wzrost współczynnika entropii próbkowej i wymiaru fraktalnego.

**Słowa kluczowe:** stabilność posturalna, miary nieliniowe, biomechanika

### 1. WSTĘP

Kontrola posturalna jest złożonym zjawiskiem polegającym na prawidłowym funkcjonowaniu i przekazywaniu informacji pomiędzy układami: somatosensorycznym, przedsionkowym i wzrokowym [1]. Ocena przemieszczania się środka nacisku stóp na podłoże (CoP) jest najczęściej używaną metodą oceny stabilności posturalnej. Natomiast, od momentu odkrycia chaotycznego charakteru sygnału CoP, zaczęto stosować miary dynamiki nieliniowej do oceny złożoności systemu kontroli posturalnej [2]. Miary nieliniowe ewaluują czasową zmienność ruchu CoP w odniesieniu do zachowania motorycznego, co pozwala na ocenę regularności i złożoności systemu kontroli postawy, oraz ilości uwagi poświęconej na zadanie motoryczne [3]. Miarami nieliniowymi używanymi do opisywania sygnału CoP są: współczynnik entropii próbkowej, wymiar fraktalny, wykładnik Lapunowa. Współczynnik entropii próbkowej opisuje nieregularność sygnału CoP, informuje o ilości uwagi poświęconej na zadanie, określa automatyzm tej regulacji. Wysokie wartości świadczą o zdrowym, czujnym systemie, adaptującym się naturalnie do zakłócających bodźców zewnętrznych. Niskie wartości mogą świadczyć o dużej regularności sygnału, co wskazuje na niezdolności do adaptowania się do nagłych zmian i spadku automatyzmu [5]. Wykładnik Lapunowa ocenia szybkość reakcji na zakłócenia zewnętrzne. Niższe wartości świadczą o większej „sztywności” układu, wyższe o większej elastyczności i szybszej reakcji na bodziec destabilizujący. Wymiar fraktalny pokazuje samo podobieństwo i złożoność sygnałów fizjologicznych. Większe wartości wymiaru fraktalnego świadczą o większych zdolnościach

adaptacyjnych układu kontroli posturalnej. Niższe wartości mówią o mniejszej złożoności mechanizmów uczestniczących w regulacji równowagi. Celem pracy była ocena stabilności posturalnej u osób zdrowych przy zmieniającym się polu powierzchni podparcia wynikającego z różnego ustawienia stóp za pomocą miar liniowych i nieliniowych.

## 2. MATERIAŁ I METODY

W badaniach wzięły udział 33 młode, zdrowe osoby, uprawiające amatorsko sport, bez chorób ze strony układu nerwowego oraz mięśniowo-szkieletowego a także dolegliwości bólowych w dniu pomiaru. Charakterystyka grupy badanej znajduje się w Tabeli 1.

**Tabela 1. Charakterystyka grupy badanej**

Grupa	Masa ciała [kg]	Wiek [lata]	Wysokość ciała [cm]
(n = 33)	67.85 ± 11.53	21.88 ± 1.65	174.21 ± 7.67

Badania zostały przeprowadzone przy użyciu platformy AMTI AccuSway (Advanced Mechanical Technology, Inc. USA). Częstotliwość rejestracji została ustalona na 100 Hz. Wykonano 3 pomiary w warunkach oczu otwartych: stanie obunóż (2oo), stanie jednonóż (1oo), stanie w tandemie - stopa za stopą (too). Czas trwania każdej próby wynosił 30 sekund. W przypadku utraty równowagi lub przemieszczenia się stopy w trakcie nagrania, próba była powtarzana maksymalnie 3 razy. Każdy z badanych w trakcie stania na jednej kończynie dolnej wybierał kończynę dominującą. Stanie w tandemie było ustalane na podstawie pytania: Którą nogą kopnąłbyś piłkę? W przypadku odpowiedzi dotyczącej prawej kończyny dolnej – w tandemie jako pierwszą ustawiano stopę przeciwną. Dla każdej osoby badanej eksportowano osobno współrzędne x i y drogi CoP, w celu przeprowadzenia analizy miarami liniowymi i nieliniowymi. Na podstawie wzoru (1) została policzona długość drogi CoP (Path length), w każdej próbie osobno.

$$Path\ length = \sum_{i=2}^n \sqrt{(x_i - x_{i-1})^2 + (y_i - y_{i-1})^2} \quad (1)$$

Przy użyciu programu MatLab (MathWorks, USA) został policzony współczynnik entropii próbkowej – SampEn (m, r, N) (2), w kierunkach (x, y), gdzie: x – ruchy boczno - przysrodkowe, y – ruchy przód – tył. Entropia oblicza prawdopodobieństwo, że sekwencja m punktów, powtarzających się w granicach tolerancji r, również powtarza się dla m + 1 punktów.

$$SampEn(m, r, N) = -\ln \frac{A^m(r)}{B^m(r)} \quad (2)$$

gdzie:  $B^m(r) = (N - m)^{-1} \sum_{i=1}^{N-m} B_i^m(r)$  - oznacza prawdopodobieństwo, że dwie sekwencje danych będą do siebie podobne dla m punktów;  $A^m(r) = (N - m)^{-1} \sum_{i=1}^{N-m} A_i^m(r)$  - prawdopodobieństwo, że będą do siebie podobne również dla m + 1 punktów [4]. Wartości r = 0.2, m = 2 są wartościami umownymi i najczęściej stosowanymi do analizy sygnału CoP [6].

Wykładnik Lapunowa (LyE) został policzony, aby zidentyfikować chaos w badanym systemie. Mówi on, że jeśli średnia odległość między punktami (trajektoriami) wzrasta w tempie wykładniczym, to system jest wrażliwy na zmianę warunków początkowych i wartość wykładnika Lapunowa jest większa od 0. Parametr obliczono z równania (3), gdzie: d(t) - średnia dywergencja w czasie, c - stała.

$$d(t) = Ce^{LyEt} \quad (3)$$

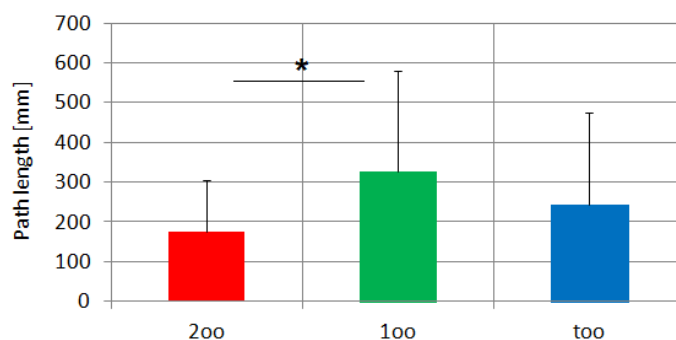
Wartości  $LyE > 0$  - oznaczają, że układ jest chaotyczny,  $LyE = 0$  - oznaczają system w stanie stabilnym,  $LyE < 0$  - układ dążący do stanu stabilnego. Istnienie dodatniego  $LyE$  to warunek konieczny dla potwierdzenia obecności chaosu w układzie. Wymiar fraktalny (FD) został policzony według algorytmu Higuchi (1988) [6]. Następnie dla wszystkich parametrów nieliniowych została policzona wartość średnia uwzględniająca dwie płaszczyzny ( $x, y$ ), co umożliwiło spójną interpretację wyników. Analiza statystyczna została wykonana w programie Statistica v.12 (StatSoft, PL), dla poziomu istotności  $p \leq 0.05$ . Sprawdzono normalność rozkładu wszystkich parametrów testem Shapiro-Wilka. Wykonano nieparametryczny test ANOVA dla prób niezależnych Kruskal-Wallis. Następnie wykonano test post-hoc wielokrotnych porównań średnich rang dla wszystkich prób.

### 3. WYNIKI

Analiza wyników została opisana w pięciu kolejnych podrozdziałach, gdzie pokazano w jaki sposób parametr liniowy (długość drogi CoP) oraz parametry nieliniowe: SampEn, LyE oraz FD reagują na modyfikację zadania stabilnościowego, polegającego na zmianie pola powierzchni podparcia ze stania obunóż, na stanie jednoonóż i mało naturalne - stanie w tandemie. Dane zostały przeanalizowane osobno w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej. Ostatni rozdział stanowi podsumowanie analiz miarami nieliniowymi, gdzie zostały porównanie wartości średnie z płaszczyzny  $x$  i  $y$ .

#### 3.1 Długość ścieżki

W teście Shapiro-Wilka dla parametru Path length uzyskano rozkład różny od normalnego dla wszystkich prób. Przy użyciu testu Kruskal-Wallis wykazano różnice istotną statystycznie:  $H(2, N = 99) = 9.94, p = 0.0069$ .



Rys.1 Wartości średnie i odchylenia standardowe długości drogi CoP podczas wykonywanych prób 2oo, 1oo i too, gdzie: \* - różnice istotne statystycznie  $p \leq 0.05$

Po przeprowadzeniu testu post-hoc wielokrotnych porównań średnich rang pokazano, że istnieją różnice istotne statystycznie tylko między próbami 1oo i 2oo ( $p = 0.0063$ ). Wykazano, że długość drogi parcia stóp na podłoże była najdłuższa dla próby 1oo, następnie dla próby too. Najkrótszą drogę uzyskano w próbie 2oo (Rys. 1).

### 3.2 Entropia próbkowa

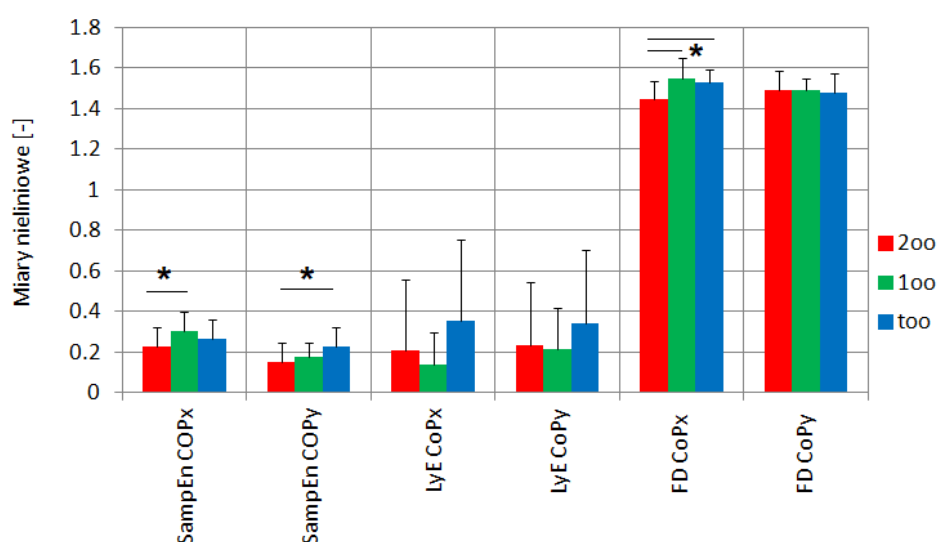
Po przeprowadzeniu testu normalności Shapiro-Wilka rozkłady różne od normalnych uzyskano dla: SampEn CoPx\_200, SampEn CoPy\_200 oraz SampEn CoPy\_100. Dla parametru SampEn CoPx i SampEn CoPy wykazano różnice istotne statystycznie odpowiednio:  $H(2, N = 99) = 49.49, p = 0.0082$ , oraz  $H(2, N = 99) = 15.24, p = 0.0005$ . Po przeprowadzeniu testu post-hoc wielokrotnych porównań średnich rang, wykazano, że istnieją różnice istotne statystycznie dla SampEn CoPx między próbami 100 (SampEn =  $0.30 \pm 0.08$ ) i 200 (SampEn =  $0.23 \pm 0.09$ ). Dla SampEn CoPy – między próbami 100 (SampEn =  $0.22 \pm 0.09$ ) i 200 (SampEn =  $0.15 \pm 0.09$ ) (Rys. 2).

### 3.3 Wykładnik Lapunowa

Po przeprowadzeniu testu normalności Shapiro-Wilka rozkłady różne od normalnych uzyskano dla wszystkich wykładników Lapunowa liczonych dla wszystkich prób i w każdym kierunku. Nie wykazano różnic istotnych statystycznie dla poszczególnych prób. W obydwu kierunkach, dla poszczególnych prób LyE uzyskiwał podobne wartości. Najwyższą wartość wykładnik LyE osiągnął w próbie 200 w obydwu kierunkach, która była odpowiednio o 154% (dla x) i 59% (dla y) większa niż ta najniższa uzyskana dla próby 100 (Rys. 2).

### 3.4 Wymiar fraktalny

Po przeprowadzaniu testu normalności Shapiro-Wilka, wykazano, że wszystkie zmienne mają rozkład normalny. Dla parametru FD CoPx wykazano różnice istotne statystycznie:  $H(2, N = 99) = 19.69, p = 0.0001$ . Po przeprowadzeniu test post-hoc wielokrotnych porównań średnich rang, wykazano, że istnieją różnice istotne statystycznie dla FD CoPx między próbami: 100 ( $1.52 \pm 0.06$ ) i 200 ( $1.44 \pm 0.09$ ) oraz między 100 ( $1.54 \pm 0.10$ ) i 200 ( $1.44 \pm 0.09$ ) (Rys.2). Przy czym wymiar fraktalny był najwyższy dla 100 i najniższy dla 200 (w obydwu kierunkach).



Rys.2 Wartości średnie i odchylenie standardowe dla parametrów nieliniowych w badanej grupie podczas przeprowadzania prób dla każdej z płaszczyzn (x- płaszczyzna czołowa, y- płaszczyzna poprzeczna), gdzie: \* - różnice istotne statystycznie  $p \leq 0.05$

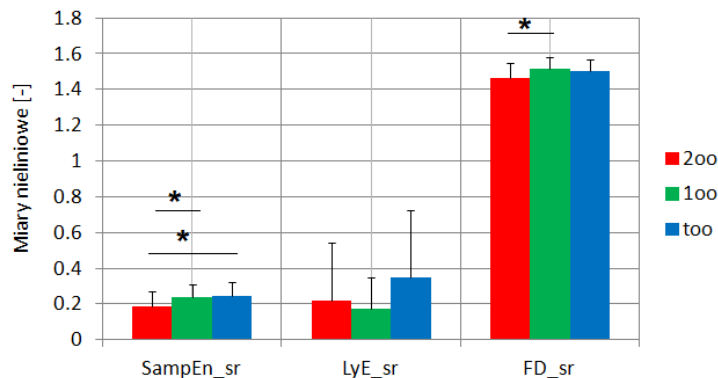
Podsumowując, uzyskane wyniki (Rys. 2) pokazują, że współczynnik entropii próbkowej oraz wymiar fraktalny wydają się być nośnikami nowych informacji. Obydwa wskaźniki



SampEn (dla płaszczyzny y) i FD (dla płaszczyzny x) pokazały istnienie różnic istotnych statystycznie między próbą 200 oraz 100, czego nie wykazała miara liniowa – długość drogi CoP. W związku z taką informacją zdecydowano się na policzenie średnich z płaszczyzn. Analiza została przedstawiona w rozdziale 3.5.

### 3.5 Zestawienie średnich wartości współczynników nieliniowych

Po wykonaniu testu Shapiro-Wilka uzyskano rozkład różny od normalnego dla LyE\_sr dla wszystkich prób. Następnie po przeprowadzeniu testu Kruskal-Walisa wykazano różnice istotnie statystycznie dla SampEn\_sr:  $H(2, N = 99) = 10.95, p = 0.0042$  oraz FD\_sr:  $H(2, N = 99) = 8.24, p = 0.0162$  (Rys. 3). Po przeprowadzeniu testu post-hoc wielokrotnych porównań średnich rang, wykazano, że istnieją różnice istotne statystycznie dla FD\_sr dla prób 200 i 100,  $p = 0.1620$ ; SampEn\_sr dla prób 200 i 100 oraz 200 i 100. Takie wyniki wskazują, że entropia jest jedynym współczynnikiem, który uchwycił różnice między stanem na dwóch kończynach dolnych w różnej konfiguracji ustawienia stóp.



Rys. 3 Średnie wartości i odchylenia standardowe współczynników nieliniowych dla prób 200, 100 i 100, gdzie: \* - różnice istotne statystycznie  $p \leq 0.05$

Najwyższe wartości entropii oraz wykładnika Lapunowa uzyskano dla próby stania w tandemie. Najwyższe wartości wymiaru fraktalnego notuje się dla próby stania na jednej kończynie dolnej. Najniższe wartości entropii i wymiaru fraktalnego uzyskano w próbie stania na dwóch kończynach dolnych. Wykładnik Lapunowa osiągnął najniższe wartości przy próbie stania na jednej kończynie dolnej.

## 4. DYSKUSJA

Stabilność posturalna oceniana jest metodami liniowymi i nieliniowymi. Miary liniowe wydają się dawać tylko ilościową informację o zachowaniu sygnału CoP. Analiza miarami nieliniowymi pozwala na szerszą i bardziej kompleksową ocenę zachowania sygnału CoP próbując odpowiedzieć na pytanie jak dobrze kontrolowany jest ruch. Wykazano, że zmniejszenie pola płaszczyzny podparcia powoduje wzrost współczynnika entropii próbkowej w płaszczyznach x i y, wymiaru fraktalnego w płaszczyźnie x. Ustawienie stóp w tandemie spowodowało wzrost wykładnika Lapunowa dla płaszczyzn x i y. Wysoką entropię obserwuje się dla stania w tandemie w płaszczyźnie y. Wyższe wartości entropii otrzymywane w próbach stania w tandemie i na jednej kończynie dolnej świadczą, o bardziej złożonej kontroli równowagi w trakcie tego pomiaru i dużej nieregularności sygnału CoP badanych. Wysoki wykładnik Lapunowa dla stania w tandemie dla obydwu płaszczyzn wskazuje na zdolność szybkiej reakcji układu na wychwiania zewnętrzne oraz destabilizację; co mówi o dobrej

kontroli posturalnej. Natomiast wysokie wartości wymiaru fraktalnego w zdaniach 100 i too świadczą o wysokiej złożoności kontroli posturalnej. Najwyższa wartość długości ścieżki wystąpiła podczas stania na jednej kończynie dolnej. Osoby młode, zdrowe cechują się ogólnie wyższymi wartościami ww. współczynników co potwierdzają badania innych autorów [7, 8]. Osoby zdrowe osiągają wyższe wartości współczynników, w porównaniu z chorującymi na choroby aparatu ruchu czy neurologiczne [8]. Porównując średnie wartości współczynników dla danych prób okazuje się, że najwyższe wartości otrzymano w staniu na jednej kończynie dolnej (SampEn\_sr i FD\_sr). Najwyższą wartość LyE\_sr otrzymano dla próby stania w tandemie. Najniższe wartości SampEn\_sr i FD\_sr otrzymano dla stania na dwóch kończynach dolnych. Najniższą wartość LyE\_sr w staniu na jednej kończynie dolnej. Dla zdrowych, młodych osób wysoki poziom współczynników przy zmniejszonym polu powierzchni podparcia sugeruje bardzo dużą nieregularność, dobrą kontrolę postawy, elastyczne dostosowywanie się do warunków zewnętrznych a także wysoki poziom automatyzmu w danej sytuacji. Niski poziom współczynników otrzymany przy staniu na dwóch kończynach (najłatwiejsze warunki) pokazuje, że osoby nie musiały poświęcać dużo uwagi na zadanie równoważne, tym samym tę pozycję cechowała większa regularność sygnału. Stanie w tandemie, jako niecodzienna pozycja, zmuszała do większego poświęcenia uwagi na zadanie równoważne, cechowała się wysokim poziomem złożoności zdania (wysoka wartość FD CoPy, LyE CoPx i CoPy). Podsumowując, używając miary liniowej wykazano tylko istotnie statystycznie wyższe wartości drogi CoP dla stania na jednej kończynie dolnej w porównaniu do stania na dwóch kończynach dolnych. Użycie miar nieliniowych spowodowało, pojawienie się nowych informacji. Obydwa wskaźniki SampEn (dla płaszczyzny y) i FD (dla płaszczyzny x) pokazały istnienie różnic istotnych statystycznie dodatkowo między próbą 200 oraz too, czego nie wykazała miara liniowa. Analiza średnich miar z płaszczyzn pokazała, że entropia jest jedynym współczynnikiem, który uchwycił istotne różnice między staniami na dwóch kończynach dolnych w różnej konfiguracji ustawienia stóp (200 oraz too), dlatego też wydaje się że stanowi ona dobre uzupełnienie miar liniowych.

## LITERATURA

- [1] Horak FB.: Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*, 35, vol.2,2006, p. ii7-ii11.
- [2] Yamada M.: Natura of variability in rhythmical movement. *Human Movement Science*, vol. 14, 1995, p.371-384.
- [3] Ghorfani M., Olyaei G., Talebian S., et al.: Test-retest reliability of linear and nonlinear measures of postural stability during visual deprivation in healthy subjects. *The Journal of Physical Therapy Science*, vol.29(10), 2017, p.1766-1771.
- [4] Masedu F., Angelozzi M., Di Giminiani R., et al. : The use of fractal dimension methods in clinical epidemiology: an application for postural assessment. *Epidemiology Biostatistics and Public Health*, vol. 10 (1), 2013, p.e8735-1 – e8735-8.
- [5] Hansen C., Wei Q., Shieh J., et al.: Sample Entropy, univariate and multivariate multi-scale entropy in comparison with classical postural sway parameters in young healthy adults. *Frontiers in Human Neuroscience*, vol.11, 2017, p.1-10. Ichi T.,
- [6] Hiugichi T.: Approach to an irregular time series on the basis of the fractal theory. *Physica D: Nonlinear Phenomena*, vol.31, 1988, p. 277-283.
- [7] Raffalt P.C., Chrysanthou G.N., et al.: Dynamics of postural control in individuals with ankle instability: Effect of visual input and orthotic use. *Comput Biol Med.*, vol.110,2019,p.120-126.
- [8] Raffalt P.C., Spedden M.E., Geertsen S.S.: Dynamics of postural control during bilateral stance- effect of support area, visual input and age. *Human Movement Science*, vol.67, 2019,p.1-10.

## ASSESSMENT OF POSTURAL STABILITY AS A FUNCTION OF CHANGING SUPPORT SURFACE

**Abstract:** The aim of the study was to assess postural stability under different base of support: both foot standing, one-leg standing and tandem with eyes open. A group of thirty-three healthy persons aged  $21.88 \pm 1.65$  years participated in the study. The tests were carried out using the AMTI AccuSway platform. The locations of the center of foot pressure (CoP) in the X and Y planes were exported. Then the CoP path length and nonlinear dynamics coefficients were calculated: sample entropy, fractal dimension and Lapunov exponent. It has been shown that the reduction of the support surface area causes a significant increase in the sample entropy factor and the fractal dimension.

\* Praca realizowana w ramach Szkoły Naukowej „Diagnostyka narządu ruchu w wybranych dysfunkcjach jako podstawa planowania procesu rehabilitacji” AWF Warszawa.

**Jakub PELIŃSKI, Mateusz DYMEK**

Faculty of Mechanical Engineering, Wrocław University of Science and Technology, Wrocław,  
contact email: jakubpelinski@gmail.com, mateusz.dym@gmail.com

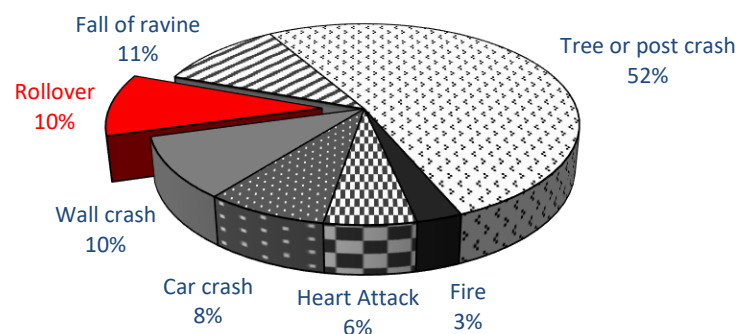
## **ANALYSIS OF INJURIES OF A DRIVER OF A ROLL CAGED CAR SUSTAINED DURING A ROLLOVER CRASH**

**Abstract:** The aim of the study is to analyze the extent of injuries sustained by the driver during a crash rollover. A safety cage for 1996 Dodge Neon was designed following FIA guidelines as well as a seat. 50<sup>th</sup> percentile male HYBRID III ATD model was utilized. The crashworthiness of the test setup and verification of the injury measures were examined utilizing the Finite Elements Method in LS-DYNA software. Biomechanical injury measures that were investigated include neck normal and shear force and chest deflection.

**Keywords:** injury measures, roll cage, crashworthiness, ATD, hybrid III, LS-DYNA

### 1. INTRODUCTION

The rollover crash in rallies is characterized by a relatively small – 10% fatality rate (Figure 1). As a comparison, the most popular group of accidents which is caused by an impact to a tree or post has a 52% death rate (for 67 investigated cases as shown in the literature [1]). The reason why a rollover causes significantly less harm to the vehicle occupant is that the roll cage turns out to be very effective in the energy absorption and consequently, saves successfully lives of both drivers and co-drivers.



**Figure 1. Fatalities per scenario in 67 investigated rally crashes adapted from [1]**

The subject of the car rollover crash has been broadly investigated by the researchers [2]–[10] both numerically and in real-life conditions. To the knowledge of authors, only one paper includes tests of the car equipped with a roll cage [8]. That roll cage [8] is modelled as a simplified beam structure. For this reason, the main subject of the presented paper is to focus

on the proper shape of the structure as well as its discretization accuracy as it is not widely investigated yet. Additionally, this study covers three injury measures: neck normal force, neck shear force, and chest deflection. In terms of future research, neck injury criteria (Nij), head injury criterion (HIC) measures [8], [9] can be also considered.

## 2. MATERIALS AND METHODS

### 2.1. Roll cage and racing seat

The paper presents the design of a custom roll cage for 1996 Dodge Neon. Based on the car model [11] as well as technical documentation, a geometric model of a roll cage structure has been designed by the Authors (Figure 2a). Dimensions of the tubes used for the cage model are specified in the following way: for the main and front rollbars diameter  $\varnothing$  45 mm and thickness 2.5 mm, for other pipes  $\varnothing$  40 mm x 2 mm.

The next important step was the design of a racing seat. The surface model of the seat (Figure 2b) was prepared basing on the already existing seat produced by the OMP company, which is following the latest FIA regulations [12].

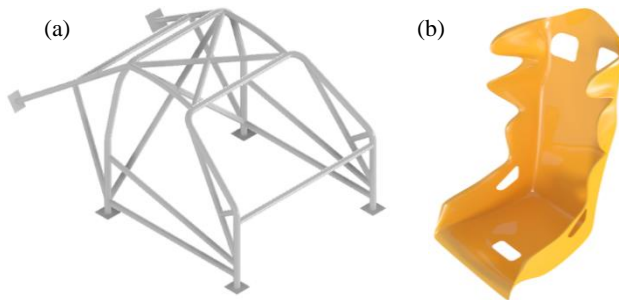


Figure 2. Roll cage (a) and seat models (b)

Table 1. Mechanical properties of 25CrMo4 steel grade according to [13]

Material		25CrMo4
Type		Steel
Tensile Strength	$R_m$ [MPa]	740
Yield Point	$R_e$ [MPa]	590
Young Modulus	$E$ [GPa]	210
Poisson Ratio	$\nu$ [-]	0.3
Density	$\rho$ [g/cm <sup>3</sup> ]	7.85

The seat originally should be made of composite material, but for the sake of complexity reduction, the same material is assigned to both roll cage and seat. The material specified in the FIA J appendix is the weldable steel with a minimum yield point ( $R_e$ ) of 350 MPa, which, however, does not have satisfactory performance as a roll cage construction material as proven in the previous paper [14]. Among suggested roll cage materials characterized by better mechanical properties [15], 25CrMo4 steel grade, with properties shown in Table 1, was chosen for the research. The multi-linear plastic material model was implemented into LS-DYNA software basing on the stress-strain curve shown in [16]. Emphasis is given to roll cage and seat models discretization (Figure 3a, b). The middle surface of the roll cage was needed to be extracted to apply the 2D mesh. In the case of the seat model this operation was omitted, due to the fact that I was originally designed as a surface model. Application of 2D shell elements (4-node quadrilateral elements and 3 node triangle elements where necessary) allowed to majorly save the computational time [17]. This is a very common practice when two dimensions are very large in comparison to the third one for example in sheet metal parts [18]. The size of the applied mesh was 5 mm for the roll cage and 10 mm for the seat, which resulted in the total number of elements equal to 123 065 and 11 085, respectively.

## 2.2. 1996 Dodge Neon and HYBRID III ATD

The vehicle model utilized for the research is 1996 Dodge Neon (Figure 3c). Although the model represents a passenger vehicle, the weight properties and overall dimensions fit the properties of the rally car. Additionally, the interior trim is removed which is typical for a competition vehicle. The full validated finite element model was developed and released by NCAC [11]. The model of the car is equipped with concentrated mass nodes that substitute components such as engine or gearbox. The model representing the human body is the Hybrid III male 50<sup>th</sup> percentile dummy FEM model (Figure 3d) which was previously validated in the literature for the purpose of rollover crashes [7], [10].

## 2.3. Simulation setup

The setup contains manikin, seat, and roll cage, all inserted into the car (Figure 3e). The manikin is restrained by a 5-point harness designed by the authors (red rectangle in Figure 3e). The harness was fitted and its length was adjusted using LS-PrePost Seatbelt fitting module.

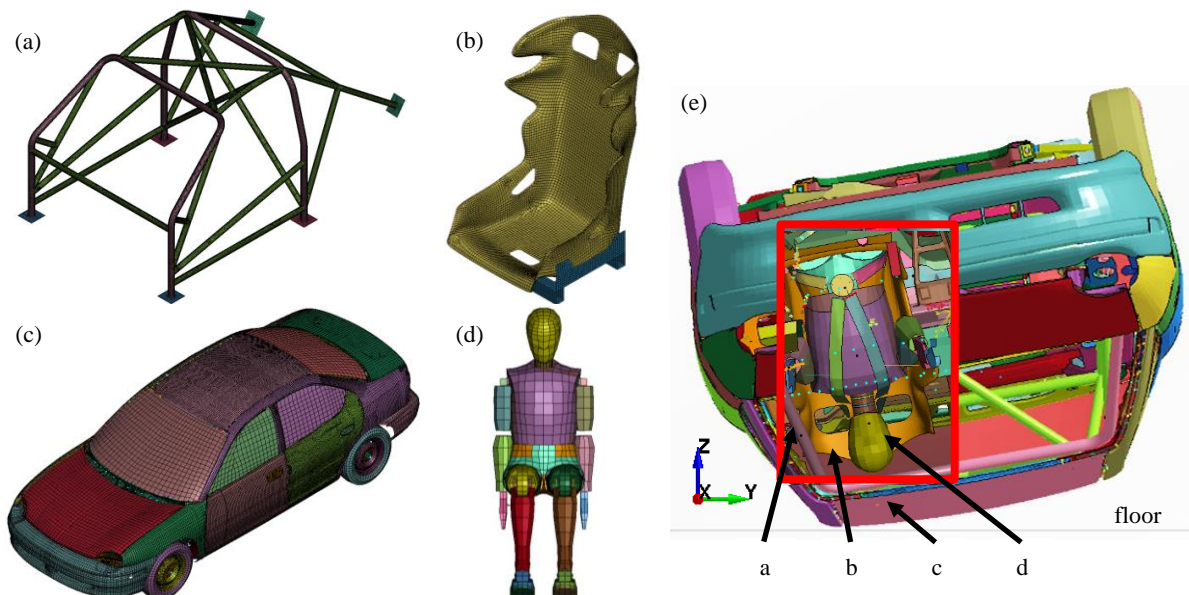


Figure 3. Meshed model of roll cage (a), seat (b) 1996 Dodge Neon and Hybrid III FAST (c) and 50<sup>th</sup> percentile male dummy (d) building simulation setup (e) showing harness

The initial boundary conditions for the two cases (Table 2) differ in assigned lateral (y-direction) and vertical velocities (z-direction). In both simulations, the initial roll rate is assigned to be 225 deg/s, and setup is tilted at 10 deg to the ground. Also, gravity is taken into consideration. Similar impact conditions were observed in [8].

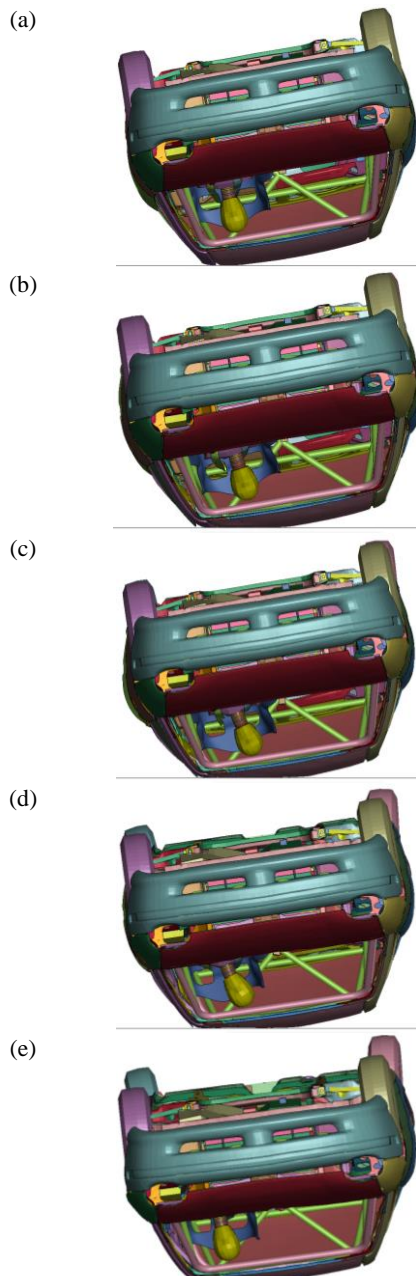
Table 2. Initial boundary conditions for case 1 and 2

Case	Lateral velocity [m/s]	Vertical velocity [m/s]	Initial roll rate [deg/s]	Initial angle [deg]
1	-3.6	-2.3	225	10
2	-5.4	-3.5	225	10

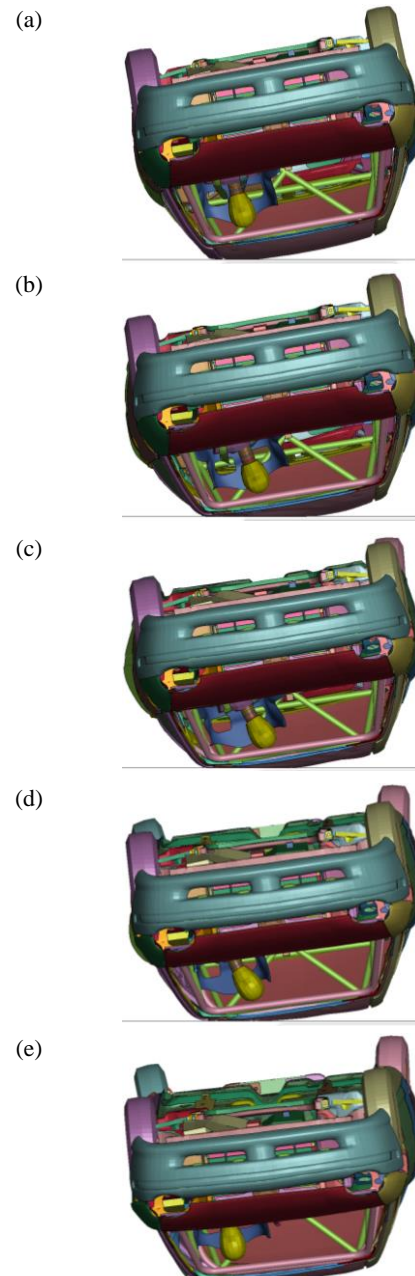


### 3. RESULTS AND DISCUSSION

The termination time for the simulation was set to be 150 ms. The car body deformed extensively up to the point when the roll cage started to absorb the impact and at that moment the roll cage construction proved its crashworthiness and successfully protected the occupant's survival space. In both cases, the plastic deformation of the roll cage structure was not observed. Through the course of both simulations (Figure 4, Figure 5), there was no contact recognized between the dummy's head and the car body or roll cage. It is shown in the literature [9], that the dummy head in the car not equipped with the safety cage when subjected to rollover exhibits roof contact.



**Figure 4. Simulation results of case 1 for the selected timeframes: 8 ms (a), 32 ms (b), 52 ms (c), 82 ms (d), 106 ms (e)**



**Figure 5. Simulation results of case 2 for the selected timeframes: 8 ms (a), 32 ms (b), 52 ms (c), 82 ms (d), 106 ms (e)**

Additionally, literature shows that the limbs do interact with the surroundings [9]. That random motion is caused by the inertia and is observed also in the presented cases. In case 1

(Figure 4), only the contact of the left arm with the door is detected. It evidences low impact velocity and hence low crash severity. For case 2 (Figure 5), the dummy movement includes also contact of lower legs with the roll cage which is caused by assigning higher initial velocity.

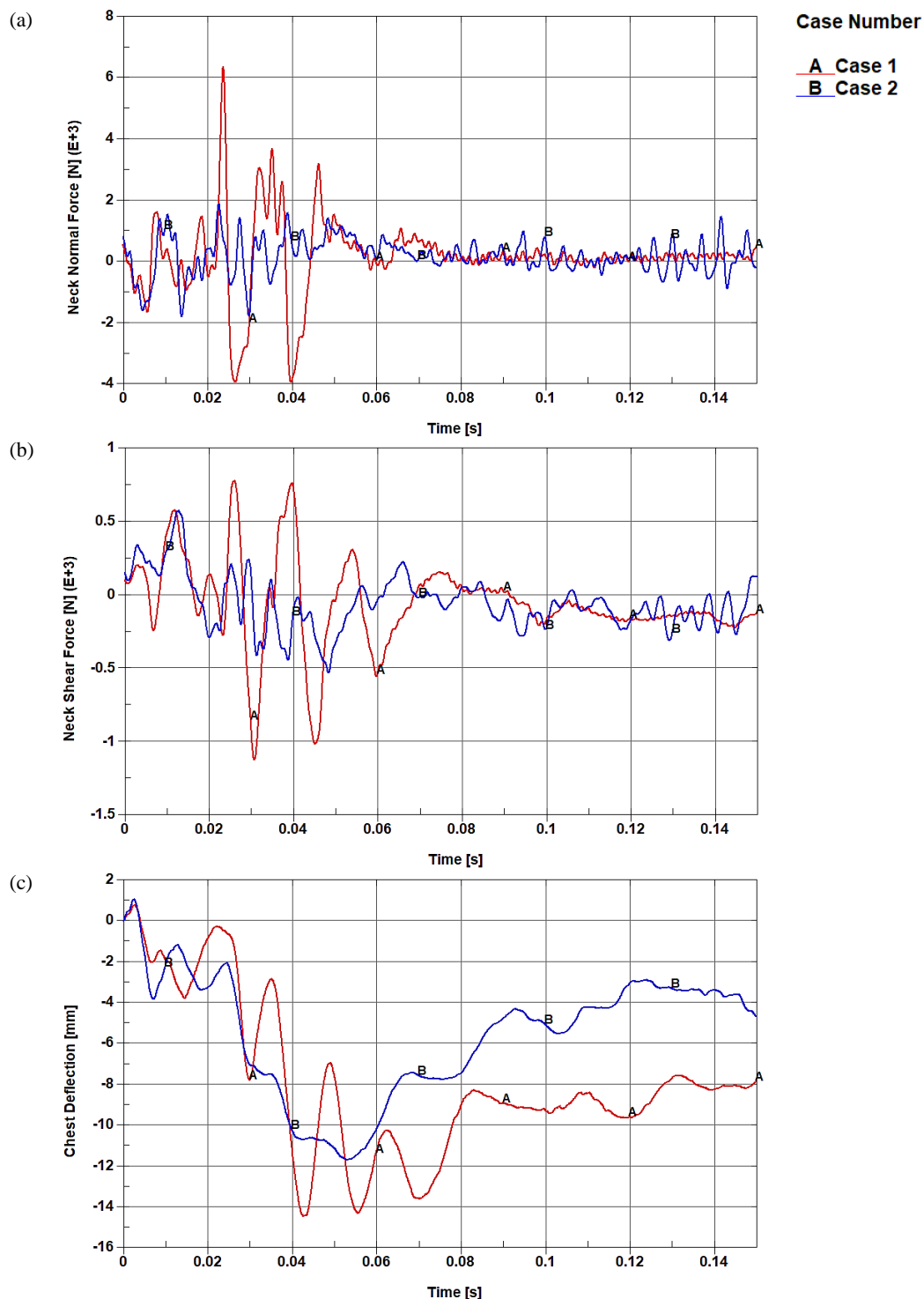


Figure 6. Time history of neck normal force [kN] (a), neck shear force [kN] (b) and chest deflection [mm] (c)

Aside from the manikin dynamics, the biomechanical injury measures being neck normal force, neck shear force, and chest deflection were investigated.

The values of the normal (Figure 6a) and shear neck forces (Figure 6b) are smaller than the ones obtained during tests of a non-caged vehicle [9], where the head-roof contact occurred. The peak values for the neck normal force are the following case 1: nearly 6.4 kN tension and



4.0 kN compression, case 2: about 9.0 kN tension, nearly 1.8 kN compression. The shear neck force values are approximately 25% of normal forces values (average for both cases). The exact values of maximum neck shear forces are case 1 – 1120 N, case 2 – 578 N.

The chest deflection time history graph (Figure 6c) shows satisfactory results for both impact cases. The maximum chest deflection values for case 1 and 2 are observed to be to 14.4 mm and 11.7 mm, consecutively which is lower than the recommended critical value by NHTSA of chest deflection of a mid-sized male (represented in this paper by Hybrid III 50<sup>th</sup> percentile dummy model) being 63 mm [19]. It is believed that the lack of movement of the manikin's body is caused by the application of 5-point harness. Typically, the usage of ordinary seatbelts when having an accident lead to occurring submarining effect [20]. In the investigated setups, the manikin remained properly restrained during the whole course of the crash.

#### 4. CONCLUSIONS

Literature overview focused on the statistics and testing methods of rollover crashes assisted in indicating the course of the presented research. The performed finite element simulations confirmed the rollover crashworthiness of roll caged vehicles. It is shown that the injury measures are lower than the ones occurring in studies concerning non-caged cars. The most satisfactory remark is that no contact of the dummy head with the surroundings was witnessed.

Since the values of the injury measures obtained in the simulations are low, it may be reasonable to test the setup for more severe initial boundary conditions. Most of all, it may be of high importance due to the application of roll cages in motorsport where the overload is a routine.

It was observed, that the manikin model obtained from LSTC Software Corporation exhibits high instability during the preliminary runs at higher velocities. For that reason, in case of assigning higher initial velocities, the simulations can be also updated with a more sophisticated manikin model, for instance, THUMS (Total Human Model for Safety).

Literature shows extensive research on non-caged vehicles and this research proves the need for testing the caged ones since the application of the roll cage highlights different problems. For that reason, future research should be aimed at adding the helmet and HANS (Head and Neck Support System) to the setup as this equipment is currently mandatory in motorsport, similarly as in [21], [22].

Additionally, with the selected safety features, it would be advisable to check the Head and Neck Injury Criteria. The models of current vehicles on the market would be also better to test.

#### **Acknowledgment**

This research was conducted as a study related to the master thesis of the first Author.

The financial support was provided by Dean Full Professor PhD, DSc, Eng Tomasz Nowakowski, Vice-Dean for General Affairs Associate Professor of WUST PhD, DSc, Eng Celina Pezowicz, and Vice-Dean for Student Affairs PhD, Eng Piotr Górski.

Authors acknowledge special thanks to MSc Johannes Wilhelm, Wroclaw University of Science and Technology, for his support and guidance throughout the performed research.

## LITERATURE

- [1] E. Nassiopoulou and J. Njuguna, "An assessment of the side impact protection systems (SIPS) for racing drivers in motorsport rallying championships," 2010.
- [2] N. A. Rose, G. Beauchamp, and S. J. Fenton, "The influence of vehicle-to-ground impact conditions on rollover dynamics and severity," *SAE Tech. Pap.*, vol. 2008, no. 724, pp. 776–790, 2008.
- [3] D. Friedman, S. Bozzini, and J. Paver, "Status of Comparative Dynamic Rollover Compliance Research and Testing," 2010.
- [4] J. W. Carter, J. L. Habberstad, and J. Croteau, "A comparison of the controlled rollover impact system (CRIS) with the J2114 rollover dolly," *SAE Tech. Pap.*, no. 724, 2002.
- [5] E. R. Cooper, E. A. Moffatt, A. M. Curzon, B. J. Smyth, and K. F. Orłowski, "Repeatable dynamic rollover test procedure with controlled roof impact," *SAE Tech. Pap.*, no. 724, pp. 1–9, 2001.
- [6] H. M. Berg Alexander, Krehl Michael, Behling Rolf, "Rollover Crashes - Real World Studies, Tests and Safety Systems," 2003.
- [7] E. A. Moffatt, E. R. Cooper, J. J. Croteau, K. F. Orłowski, D. R. Marth, and J. W. Carter, "Matched-Pair Rollover Impacts of Rollcaged and Production Roof Cars Using the Controlled Rollover Impact System (CRIS)," *SAE Tech. Pap. Ser.*, vol. 1, no. 724, 2010.
- [8] K. Friedman, J. Hutchinson, and D. Mihora, "Finite element modeling of rollover crash tests with Hybrid III dummies," *SAE Int. J. Passeng. Cars - Electron. Electr. Syst.*, vol. 1, no. 1, pp. 846–852, 2009.
- [9] R. F. Kulak, "On Rollover Simulations of a Full-sized Sedan," 2014.
- [10] J. Hutchinson, K. Friedman, and D. Mihora, "Finite element modeling comparisons of rollover test devices," *SAE 2011 World Congr. Exhib.*, 2011.
- [11] National Crash Analysis Center, "Finite Element Model of Dodge Neon FE Model of Dodge Neon," 1996.
- [12] Federation Internationale de l'Automobile, "FIA Standard 8862-2009: Advanced Racing Seat," 2015.
- [13] Virgamet, "Low-Alloy Boiler Structural Steel 20HM, 25HM, AISI 4130, SAE 4130 and 25CrMo4 for Thermal Improvement and High Temperature Operation in Accordance with PN-89 / H-84030/04, PN-75 / H-84024, EN 10083-3 EN 10269." <https://virgamet.com/25hm-25crmo4-1-7218-24crmo5-20crmo4-sae-aisi-4130-alloy-steel>. (Accessed: 29.01.2020).
- [14] J. Peliński and M. Ptak, "Approach to Verification of a Roll Cage Survival Space with Finite Element Analysis," *Aktual. Probl. Biomech.*, no. 17, pp. 93–100, 2019.
- [15] Custom Cages, "Roll cages - what material?" <https://www.customcages.co.uk/roll-cages/what-material>. (Accessed: 29-01-2020).
- [16] D. Li, Z. Zhu, S. Xiao, G. Zhang, and Y. Lu, "Plastic flow behavior based on thermal activation and dynamic constitutive equation of 25CrMo4 steel during impact compression," *Mater. Sci. Eng. A*, vol. 707, pp. 459–465, 2017.
- [17] E. Rusiński, *Metoda elementów skończonych: System COSMOS/M*. Warszawa: Wydawnictwa Komunikacji i Łączności, 1994.
- [18] The HyperWorks University Team, *Practical Aspects of Finite Element Simulations*. 2011.
- [19] R. Eppinger *et al.*, "Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems - II," *NHTSA*, 1999.
- [20] C. Thorbole, "Seatbelt submarining injury and its prevention countermeasures: How a cantilever seat pan structure exacerbate submarining," *J. Fam. Med. Prim. Care*, vol. 4, no. 4, p. 587, 2015.
- [21] M. G. Burkacki, Michał, Kamil Jozsko, "Biomechaniczna Analiza Wypadku

- Samochodowego z Zastosowaniem Urządzenia Typu HANS Podpierającego Głowę oraz Odcinek Szyjny Kręgosłupa Kierowcy,” *Aktual. Probl. Biomech.*, nr. 7, s. 17–22, 2013.
- [22] K. Jozsko *et al.*, “Biomechanical analysis of injuries of rally driver with head supporting device,” *Acta Bioeng. Biomech.*, vol. 18, no. 4, pp. 159–169, 2016.

## **ANALIZA OBRAŹEŃ DOZNANYCH PRZEZ KIEROWCE SAMOCHODU WYPOSAŻONEGO W KLATKĘ BEZPIECZEŃSTWA PODCZAS DACHOWANIA**

**Streszczenie:** Praca przedstawia badania dotyczące ustalenia rozległości obrażeń (Siła normalna oraz tnąca w odcinku szyjnym kręgosłupa oraz ugięcie klatki piersiowej) kierowcy samochodu wyposażonego w klatkę bezpieczeństwa podczas dachowania. Do symulacji został użyty model dyskretny 50 centylowego manekina Hybrid III. Test dachowania pojazdu (1996 Dodge Neon) został przeprowadzony przy użyciu Metody Elementów Skończonych w programie LS-DYNA.

**Maciej ROSZAK<sup>1</sup>, Dominika GRYGIER<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Studenckie Koło Naukowe Materiałoznawstwa im. doc. Rudolfa Haimanna, Politechnika Wrocławska

<sup>2</sup>Pracownia Materiałoznawstwa i Wytrzymałości Materiałów, Katedra Inżynierii Pojazdów, Politechnika Wrocławska

## **WADY TECHNOLOGICZNE MATERIAŁÓW PRZEZNACZONYCH DO PRODUKCJI INSTRUMENTARIUM CHIRURGICZNEGO**

**Streszczenie:** W ramach pracy znajduje się krótki opis instrumentarium chirurgicznego, a także określenie wpływu wielu czynników, głównie wad technologicznych, na żywotność narzędzi. Przeprowadzone badania własne obejmują rozpoznanie, analizę makrostruktury i mikrostruktury wybranych narzędzi chirurgicznych, w celu określenia wad technologicznych, a także ich wpływu na powstałe uszkodzenia instrumentarium. Podczas przebiegu badań dokonano obserwacji okiem nieuzbrojonym defektów w wybranych narzędziach, a także analizę próbek w stanie nietrawionym pod mikroskopem świetlnym.

**Słowa kluczowe:** narzędzia chirurgiczne, wady technologiczne

### 1. WSTĘP

Instrumentarium chirurgiczne to podstawowe narzędzia, które są powszechnie używane podczas wszelkiego rodzaju operacji. Istnieje bardzo dużo kryteriów ich podziału m. in. ze względu na przeznaczenie, rodzaj materiału, kształt i wiele innych. Powinny charakteryzować się dokładnym wykonaniem i wysoką jakością [3,10].

Podczas przeprowadzania jakiegokolwiek zabiegu, niezbędne jest posiadanie w pełni sprawnych i nieuszkodzonych narzędzi chirurgicznych [6,11]. Każda najmniejsza uszkodzenie instrumentarium może zagrażać pacjentowi, a co za tym idzie pomyślnemu przebiegowi operacji. Także ze względów ekonomicznych, narzędzia powinny być zdatne do użytkowania przez długi okres. Na żywotność instrumentów będzie wpływać wiele czynników. Przede wszystkim bardzo istotne jest odpowiednie oczyszczanie powierzchni i sterylizacja po każdym zabiegu, odpowiedni transport, a także przechowywanie [10]. Drugim ważnym elementem jest korzystanie z poszczególnych narzędzi zgodnie z ich przeznaczeniem [14]. Ostatnim niezależnym od dwóch poprzednich warunkiem na długotrwały okres przydatności jest jakość narzędzi, a także ilość wad, powstałych podczas ich wyrobu [2]. Bardzo istotny będzie także sam przebieg procesu technologicznego i jego prawidłowe wykonanie. Poszczególne wady powstałe podczas wytwarzania narzędzi będą stanowiły podstawę do znacznie szybszego zużycia, a także wykształcenia się uszkodzeń uniemożliwiających dalsze używanie instrumentu.

W celu prawidłowego wykonania instrumentarium należy przede wszystkim dobrać odpowiednio rodzaj materiału [4] w zależności od warunków pracy na jakie narażone będzie wyprodukowane narzędzie. Narzędzia chirurgiczne powinny zostać wykonane ze stali odpornej na korozję, ze względu na agresywne środowisko w jakim pracują [7,9]. Stal ferrytyczna używana będzie przede wszystkim w standardowych narzędziach, martenzytyczna, gdy

występuje potrzeba większej trwałości sprzętu na uszkodzenia mechaniczne, natomiast austenityczna, w przypadkach kontaktu instrumentu z kwasami [1,5]. Kontakt z tkankami, dezynfekcja i sterylizacja w innym przypadku doprowadziłyby do bardzo szybkiego rozwoju korozji i zniszczenia narzędzia.

## 2. CEL I METODYKA BADAŃ

Celem badań opisywanych w pracy była wstępna ocena wad technologicznych występujących w materiale przeznaczonym do produkcji instrumentarium chirurgicznego. Przebieg badań obejmował rozpoznanie poszczególnych narzędzi, ich przeznaczenia oraz zakresu wykorzystywania, analizę makroskopową stanu powierzchni oraz badania mikroskopowe w stanie nietrawionym materiału próbek.

Do oceny czystości metalurgicznej badanych materiałów zastosowano mikroskop świetlny OPTA-TECH. Obserwacji dokonano w stanie nietrawionym przy powiększeniu  $100x \div 500x$ . Rejestracja obrazów została wykonana sprzężoną z mikroskopem kamerą cyfrową Visitron Systems z wykorzystaniem oprogramowania Spot Advanced i NIS Elements BR. Zgłady metalograficzne kolejnych próbek przygotowano w kierunku wzdłużnym do kierunku przeróbki plastycznej, z wykorzystaniem procesu szlifowania i polerowania mechanicznego. Badaniom została poddana grupa czternastu instrumentów chirurgicznych, w stanie po eksploatacyjnym, pochodzących i standardowo wykorzystywanych w salach operacyjnych polskich szpitali. Wśród badanych narzędzi znajdują się (od lewej strony u góry) (Rys.1): kleszczyki zaciskowe typu Allis, imadło-igłotrzymacz, skrobaczka chirurgiczna odgięta, skalpel zintegrowany z uchwytem, następnie trzy pary kleszczyków zaciskowych Peana (za wyjątkiem trzeciego modelu bez zacisków), trzy pary kleszczyków Kochera, dwie pary nożyczek chirurgicznych, kulociąg, a także spinak do serwet Blackhausa. Analizowane sprzęty zostały głównie wyprodukowane przez firmy Martin, ChM, Chirmed oraz Phillips. Wszystkie badane elementy były użytkowane przez okres od 3 do 12 miesięcy.



Rys.1 Zdjęcie przedstawiające grupę narzędzi przeznaczonych do badań.

### 3. WYNIKI BADAŃ

#### 3.1 Badania makroskopowe

Obserwacje makroskopowe wykazały wiele technologicznych wad powierzchniowych, a także uszkodzeń poeksploatacyjnych, wykluczających możliwość dalszego użytkowania instrumentów [6,11]. Zaobserwowano, że istotny wpływ na szybkość zużycia narzędzi miała przede wszystkim jakość ich wykonania, proces przygotowania narzędzi do zabiegów ale także sposób ich eksploatacji [10]. W przypadku dwóch par nożyczek poddanych obserwacjom makroskopowym w obu narzędziach występuje znaczne zużycie/stępienie ostrzy oraz porowatość na części roboczej (Rys.2). Duży stopień zużycia/stępienia powierzchni jest spowodowany zastosowaniem niedostatecznie twardego materiału na narzędzie, a obecność wad odlewniczych dodatkowo przyspieszyła proces nadmiernej eksploatacji elementu.



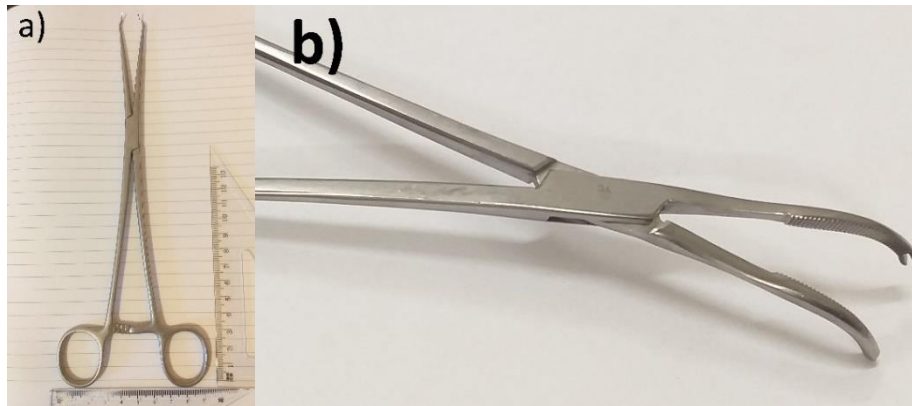
**Rys.2** Obraz makroskopowy nożyczek, widoczne liczne pory występujące na jego powierzchni

Obserwacje makroskopowe imadła wykazały występowanie bardzo dużej ilości porów, zmiany zużycia ściernego powierzchni, a także osady wskazujące na procesy korozyjne (Rys.3). Przyczyną występowania obserwowanych wad było najprawdopodobniej zastosowanie materiału o nieodpowiedniej twardości i odporności na zużycie ściernie, charakteryzującego się dodatkowo niską jakością metalurgiczną.



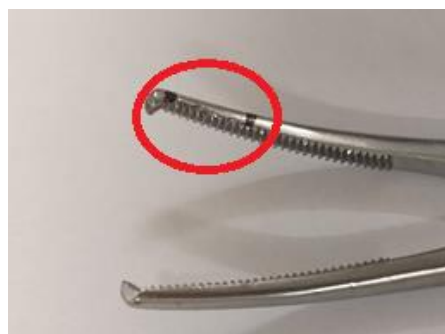
**Rys.3** Obraz makroskopowy złącza imadła przedstawiający korozję powierzchniową, osad i liczne pory znajdujące się na powierzchni narzędzia

W wyniku badań zaobserwowano, że części robocze kulociągu (Rys. 4a) oraz kleszczyków Kochera (Rys. 4b) uległy znacznemu odkształceniu plastycznemu, objawiającemu się brakiem możliwości ich pełnego zwarcia. Obserwowane zmiany nie wynikają bezpośrednio z wad technologicznych materiału tych narzędzi ale z nieprawidłowego użytkowania narzędzi lub/i z nieprawidłowo dobranego materiału na opisywane narzędzia.



**Rys.4** Obraz makroskopowy przedstawiający odkształcenie plastyczne kulociągu (Rys. 4a) oraz kleszczyków Kochera (Rys. 4b)

Ostatnim zaobserwowanym defektem powierzchni, który dyskwalifikuje dalszą możliwość wykorzystywania narzędzia podczas zabiegów chirurgicznych, jest uszkodzenie w postaci powierzchniowego, lokalnego odkształcenia plastycznego materiału (tzw. zadziora) występującego w okolicach części roboczej kleszczyków Kochera (Rys.5). Podobnie jak w opisywanym powyżej przypadku obserwowana zmiana nie wynika bezpośrednio z wad technologicznych materiału ale z nieprawidłowego użytkowania narzędzia lub/i z nieprawidłowo dobranego materiału na opisywane narzędzia.



**Rys.5** Obraz makroskopowy przedstawiający „zadzior” na krawędzi części pracującej kleszczyków Kochera

W pozostałych badanych narzędziach chirurgicznych zaobserwowano drobne pory, żłoczki powierzchni oraz pojedyncze przebarwienia w postaci brązowych plam występujących na powierzchniach chwytowych oraz roboczych elementów. Obserwowane drobne zmiany korozyjne są najprawdopodobniej konsekwencją nieprawidłowego przygotowywania sprzętu [10] lub zastosowania materiału o zbyt niskiej odporności korozyjnej [2,4].

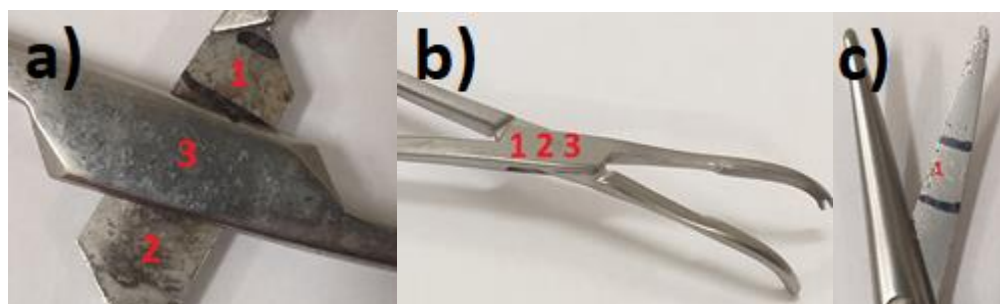
### 3.2 Badania mikroskopowe

Kolejnym etapem badań były obserwacje mikroskopowe w stanie nietrawionym, w warunkach zgodnych z normą PN-EN 10247:2017. Celem tych analiz była ocena stanu metalurgicznego materiału stosowanego do wytwarzania instrumentarium chirurgicznego.



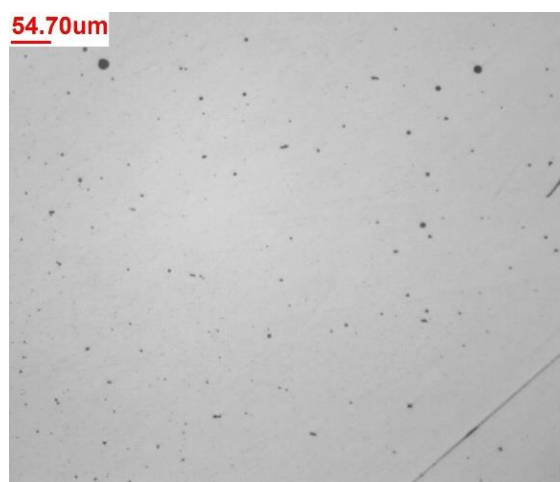
Bardzo ważnym aspektem dotyczącym stali stosowanej do produkcji narzędzi chirurgicznych jest ich stopień zanieczyszczenia wtrąceniami niemetalicznymi, pozostałymi po procesach metalurgicznych. Rodzaj wtrąceń, ich kształt, ilość oraz sposób rozmieszczenia może mieć olbrzymi wpływ na trwałość gotowych elementów. Wyniki badań realizowanych przez autorów [8,12] wykazują, iż materiały wykorzystywane w medycynie powinny charakteryzować się minimalną ilością zanieczyszczeń, dodatkowo o dużej dyspersji, w przeciwnym wypadku dochodzi do nadmiernego zużycia eksploatacyjnego elementu oraz wzrasta ryzyko dekohezji.

Do badań mikroskopowych przygotowano siedem próbek z narzędzi uprzednio opisywanych. Trzy próbki wycięte były z okolicy złącza w imadle (Rys. 6a), kolejne trzy próbki wycięto z okolicy złącza w kleszczykach Kochera (Rys. 6b). Ostatnia próbka została pobrana z ostrza nożyczek w miejscu największej porowatości (Rys. 6c).



Rys.6 Obrazy przedstawiające miejsca pobrania próbek

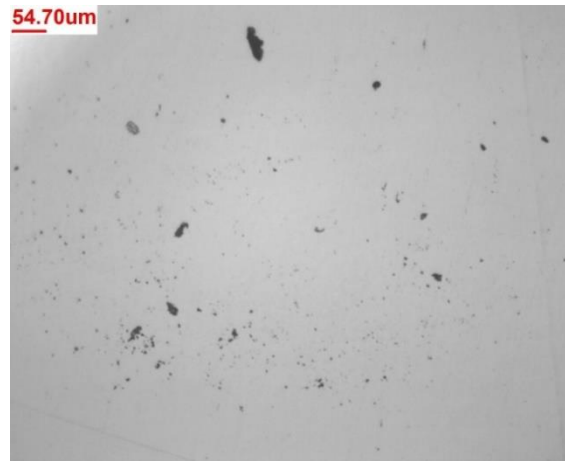
Podczas analizy próbek materiału pochodzącego z imadła można zauważyć bardzo dużą ilość wtrąceń niemetalicznych. Najczęściej spotkanym wtrąceniem obserwowanym w materiale było globularne wtrącenie tlenkowe należące do kolumny 6, a także pojedyncze pasma tlenkowych globularnych wtrąceń należących do kolumny 10, przypisanych zgodnie z tabelą nr 2, określającą długość, szerokość, pole i stosunek długości do szerokości  $L/w$  oraz współczynnik kształtu dla wzorców skali w normie PN-EN 10247:2017. Średnie pole powierzchni wtrąceń na obserwowanych polach pomiarowych o powierzchni  $0,5 \text{ mm}^2$  wyniosło  $0,0011 \text{ mm}^2$ , natomiast średnia ilość wtrąceń wyniosła 51 (Rys.7). Ich występowanie jest następstwem nieprawidłowości technologicznych podczas procesu odlewania. Sprzyjają one powstawaniu korozji powierzchniowej i wżerowej w narzędziach chirurgicznych, a także znacznie pogarszają właściwości mechaniczne i użytkowe materiału [4,8,12].



Rys.7 Struktura materiału uszkodzonego imadła. Widoczne liczne pory, a także tlenkowe wtrącenia niemetaliczne. Stan nietrawiony

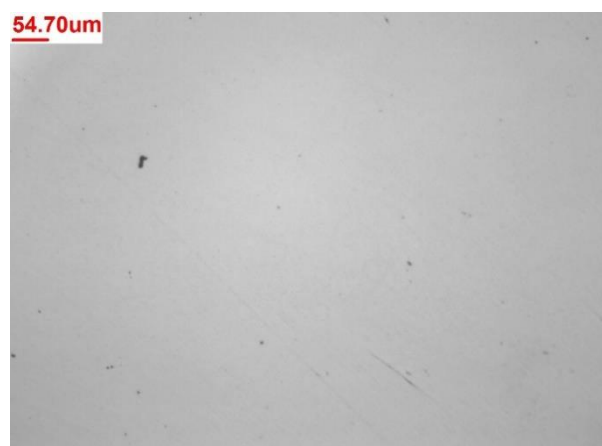


Dalsze obserwacje mikroskopowe pokazują, że bardzo podobnie prezentują się próbki sporządzone z materiału kleszczyków Kochera (Rys.8). Najczęściej spotykanym wtrąceniem tlenkowym jest globularne wtrącenie należące do kolumny 6, natomiast wtrącenia siarczkowe z reguły należą do kolumny 5. Średnie pole powierzchni wtrąceń wyniosło  $0,00068 \text{ mm}^2$ , a średnia ilość 30, na pole pomiarowe o powierzchni  $0,5 \text{ mm}^2$ . Wady mogą powodować znaczne osłabienie struktury materiału i stanowią podłoże do powstawania korozji [8,12].



**Rys.8** Struktura materiału kleszczyków Kochera. Widoczne liczne jamy skurczowe, pory i grupowo rozmieszczone wtrącenia tlenkowe i siarczkowe. Stan nietrawiony

Ostatnim narzędziem analizowanym w badaniach mikroskopowych są nożyczki chirurgiczne (Rys.9). Jakość metalurgiczna materiału prezentuje się lepiej niż w przypadku dwóch poprzednich instrumentów. Znacznie mniejsza ilość wtrąceń niemetalicznych, głównie tlenkowych. Najczęściej obserwowanym wtrąceniem, tak jak w przypadku dwóch pozostałych jest globularne wtrącenie tlenkowe z kolumny 6. Średnia ilość wtrąceń wyniosła 15, natomiast średnie pole powierzchni wyniosło  $0,00037 \text{ mm}^2$ , na pole pomiarowe o powierzchni  $0,5 \text{ mm}^2$ . Oznacza to większą stabilność procesu technologicznego podczas wytwarzania nożyczek niż w przypadku dwóch pozostałych. Jednak wciąż ilość wad była zbyt duża. Doprowadziło to do szybkiego stępienia ostrza i braku możliwości dalszego użytkowania narzędzia.



**Rys.9** Struktura materiału nożyczek. Widoczna jama skurczowa, pojedyncze tlenkowe wtrącenia niemetaliczne. Stan nietrawiony

#### 4. WNIOSKI

W trakcie realizacji badań łącznie przebadano czternaście instrumentów chirurgicznych. Zauważono liczne zmiany powierzchniowe. Najczęściej obserwowanym defektem była korozja powierzchniowa w miejscu złącza. Poza tym także uszkodzenia mechaniczne, nadmierne zużycie ściernie i liczne pory występujące w różnych obszarach narzędzi. Badania mikroskopowe wykazały obecność dużej ilości wtrąceń niemetalicznych co wskazuje na niepoprawny przebieg procesu technologicznego. Przeprowadzone badania pokazują, że wady technologiczne stanowią podłoże do powstawania różnego rodzaju uszkodzeń. Liczne wtrącenia niemetaliczne znacznie osłabiają wytrzymałość instrumentów, przez co łatwiej ulegają one odkształceniom i uszkodzeniom mechanicznym. Szczególną uwagę należy zwrócić na przebieg procesów wytwarzania materiałów dwuczęściowych i odpowiednie połączenie ich w miejscu złącza.

Porowatość i jamy skurczowe znacznie obniżają jakość wykonanego narzędzia, a także sprzyjają szybszemu zużyciu. Prowadzą do stępienia krawędzi tnących, znacznego osłabienia struktury materiału w miejscach ich występowania, a także stanowią podłoże do powstawania korozji. Podczas oczyszczania narzędzi i sterylizacji pozostałości tkanek lub środków czyszczących mogą zgromadzić się w okolicach połączenia obu części narzędzia, spowodowane mniejszą dostępnością do tego miejsca, a także w pustych przestrzeniach wynikających z porowatości i jam skurczowych, a co za tym idzie prowadzi do znacznie szybszego rozwoju korozji powierzchniowej i wżerowej.

#### LITERATURA

- [1] Baszkiewicz J., Kamiński M.: Korozja materiałów, Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa 2006
- [2] Blicharski M.: Inżynieria Materiałowa, Wydanie czwarte zmienione, Wydawnictwo WNT, Warszawa 2017, s. 25-27
- [3] Bielecki K. (red.): Narzędzia, protezy i szwy chirurgiczne, Wydanie drugie, Wydawnictwo Makmed, Lublin 2008
- [4] Błażejewicz S., Stoch L. (red.): Biomateriały, Tom 4, Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, 2017
- [5] Dudziński W., Widanka K. (red.): Ćwiczenia laboratoryjne z materiałoznawstwa, Wydanie III, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 2012, s. 217-229
- [6] Gierzyńska-Dolna M., Adamus J., Szyprowski J., Sobociński M., Odporność na zużycie narzędzi medycznych, Inżynieria Biomateriałów, 38-43, 2004
- [7] Kiel-Jamrozik M., Basiaga M., Szewczenko J., Paszenda Z., Jaglarz J., Topografia i grubość warstw węglowych wytworzonych na stali martenzytycznej przeznaczonej na narzędzia chirurgiczne, Przegląd Elektrotechniczny, R. 89, nr 12, 2013
- [8] Koczkodon K., Grygier D.: Ocena powtarzalności czystości metalurgicznej łuków ortodontycznych. Aktualne Problemy Biomechaniki. 2018, nr 15
- [9] Marciniak J., Paszenda Z., Basiaga M., Smolik J., Wpływ warstwy węglowej na własności użytkowe narzędzi chirurgicznych, Inżynieria Biomateriałów, 65-66, 2007
- [10] Sokół-Leszczynska B., Sztark E., Leszczyński P., Młynarczyk G., Wróblewska M., Przygotowanie instrumentarium medycznego do zabiegów chirurgicznych Część II – sterylizacja i reprocesowanie, POSTAWY MIKROBIOLOGII vol.51, 4, 2012
- [11] Gwoździk M., Ocena stanu powierzchni stali stosowanej na narzędzia chirurgiczne za pomocą mikroskopu sił atomowych (AFM), Engineering of Biomaterials, Vol. 12, no. 89-91, 2009

- [12] Rutkowska-Gorczyca M., Lachowicz M., Dudziński W., Grygier D., Characteristics of pit in AISI 316L steel after testing in various corrosive solutions, *Engineering of Biomaterials*. 2010, vol. 13
- [13] PN-EN 10247:2017 Polska Norma. Badania metalograficzne zawartości wtrąceń niemetalicznych za pomocą skal wzorców
- [14] <https://www.dezynfekcja24.com/Konserwacja-narzedzi-medycznych-istotne-elementy-calej-procedury-chelp-pol-113.html> (25.02.2020)

## **TECHNOLOGICAL DEFECTS OF MATERIALS INTENDED FOR THE PRODUCTION OF SURGICAL INSTRUMENTARIES**

**Summary:** As part of work is short description of basic surgical instruments, the influence of many factors to their liveliness and report from carried research. The aim of work is to recognise the group of chosen tools, to analyze their macrostructure and microstructure, to determine technological defects and their impact on the material damage. The research includes observations with the naked eye and the metallographic structural analysis