

Miłosz CHRZAN¹, Robert MICHNIK¹, Katarzyna NOWAKOWSKA¹

¹Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

OCENA OBCIĄŻEŃ W ODCINKU SZYJNYM KRĘGOSŁUPA PODCZAS UŻYTKOWANIA GOGLI DO WIRTUALNEJ RZECZYWISTOŚCI

Streszczenie: Celem niniejszej pracy było określenie obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego w obrębie odcinka szyjnego kręgosłupa podczas korzystania z gogli służących do projekcji wirtualnej rzeczywistości. Obliczenia numeryczne przeprowadzono wykorzystując zmodyfikowany model FreePosture w środowisku AnyBody Modeling System. Przeprowadzone symulacje pozwoliły na wyznaczenie reakcji w stawach międzykręgowych odcinka szyjnego kręgosłupa, momentów od sił zewnętrznych działających na połączenia kręgów oraz wartości sił mięśniowych.

Słowa kluczowe: układ szkieletowo-mięśniowy, AnyBody, ocena obciążeń, siły mięśniowe, momenty od sił zewnętrznych

1. WSTĘP

Schorzenia kręgosłupa są jednym z najczęściej występujących problemów zdrowotnych wśród ludzi każdej grupy wiekowej [4],[5]. Ponad 2 miliony mężczyzn Polski deklaruje choroby w obrębie kręgosłupa [10],[3]. Częstotliwość występowania schorzeń kręgosłupa wzrasta z każdym rokiem. Schorzenia te spowodowane są nie tylko urazami czy kontuzjami, ale również związane są utrzymywaniem nieprawidłowej postawy ciała, czy też niepoprawnym korzystaniem z przedmiotów i urządzeń obciążających kręgosłup człowieka. Obciążenia występujące w obrębie kręgosłupa podczas przyjmowania rozmaitych pozycji czy wykonywania różnych form ruchu były wielokrotnie głównym tematem prac naukowych i badawczych. Badania naukowe dotyczące obciążeń kręgosłupa można podzielić na dwie zasadnicze grupy: badania doświadczalne oraz modelowe. W badaniach doświadczalnych najczęściej analizowana jest kinematyka ruchów kręgosłupa lub określone są maksymalne siły poszczególnych grup mięśniowych. Przykładem takich badań są badania przeprowadzone przez Postusny A. i wsp., którzy do wyznaczenia sił mięśniowych w obrębie odcinka szyjnego kręgosłupa wykorzystali autorskie urządzenie [4].

Badania modelowe umożliwiają natomiast poznanie kinematyki i dynamiki ruchu człowieka, a także pozwalają na określenie przyczyn powstawania różnego typu patologii bez ingerencji w ciało człowieka [1],[5],[6]. Na popularność badań modelowych wpłynął rozwój technik komputerowych, które pozwalają na generowanie coraz bardziej zaawansowanych i dokładnych modeli matematycznych, wiernie odwzorowujących rzeczywisty układ ruchu człowieka [1],[2].

Coraz częściej występujące schorzenia kręgosłupa oraz wzrost popularności mobilnych systemów służących do projekcji wirtualnej rzeczywistości sprawiły, iż autorzy postanowili sprawdzić czy długotrwałe użytkowanie gogli VR może zwiększyć ryzyko wystąpienia dolegliwości bólowych w odcinku szyjnym kręgosłupa.

Celem niniejszej pracy była więc ocena obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego odcinka szyjnego kręgosłupa podczas użytkowania gogli do projekcji wirtualnej rzeczywistości.

2. METODYKA BADAŃ

Symulacje obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego przeprowadzono w środowisku Anybody Modeling System. Wykorzystano zmodyfikowany model całego ciała człowieka (model „Free Posture”). Modyfikacje modelu obejmowały uwzględnienie oddziaływania gogli na głowę. Model składał się z 69 kości modelowanych jako bryły sztywne, które połączone były parami kinematycznymi o liczbie stopni swobody uzależnionej od warunków anatomicznych oraz 499 elementów reprezentujących aktony mięśniowe. W modelu pominięto mięśnie kończyn dolnych. Pominięto również masę tkanek miękkich.

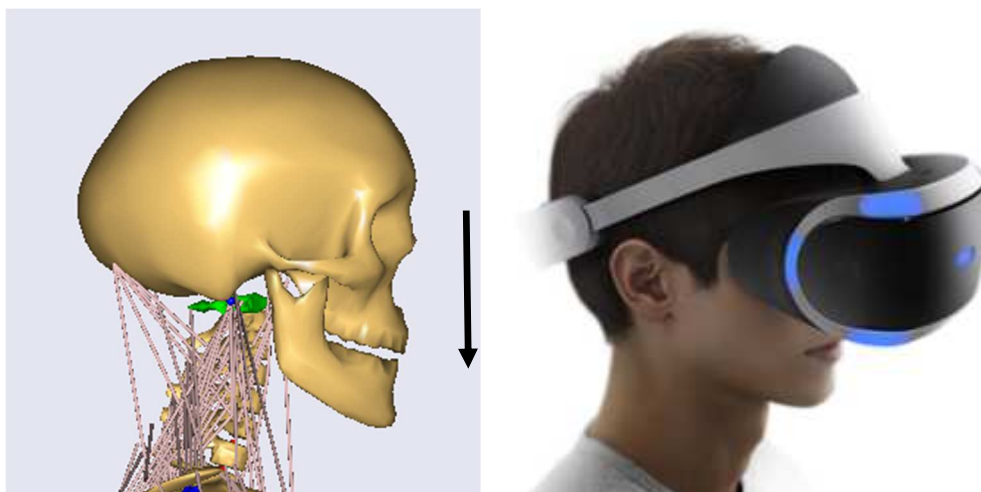
Symulacje przeprowadzono dla modelu o wysokości ciała 180 cm i masie 75 kg. Model obciążono siłami ciężkości pochodzącymi od elementów anatomicznych oraz ciężaru systemu do projekcji wirtualnej rzeczywistości. Siła generowana przez ciężar gogli do projekcji wirtualnej rzeczywistości wynosiła 6.1 [N] i została przyłożona na przedniej części czoła (rys. 1.). Do rozwiązania odwrotnego zadania dynamiki, pozwalającego na oszacowanie wartości sił mięśniowych wykorzystano techniki optymalizacji statycznej. Przyjętym kryterium optymalizacyjnym była minimalizacja sumy sześciątów stosunku siły mięśniowej do jego siły maksymalnej.

Obliczenia numeryczne przeprowadzono dla trzech wariantów ułożenia ciała:

- a) pozycja wyprostowana,
- b) pozycja z pochyleniem tułowia o kąt 25° w płaszczyźnie czołowej;
- c) pozycja z pochyleniem tułowia o kąt 30° w płaszczyźnie strzałkowej.

Pozycje zostały dobrane na podstawie danych literaturowych, bazując na badaniach Gzik M. i wsp. [2] dotyczących badań kinematyki użytkowników systemów do projekcji 3D, w których wykorzystano kombinezon do analizy ruchu MVN Biomech. Analizowane pozycje zostały zobrazowane na rys. 2.

Symulacje dla każdej w/w pozycji przeprowadzono dwukrotnie: bez dodatkowych obciążeń oraz z obciążeniem pochodzącym od gogli do projekcji wirtualnej rzeczywistości.



Rys. 1. Model odcinka szyjnego kręgosłupa wraz z głową wygenerowany w środowisku AnyBody Modeling System zestawiony ze zdjęciem użytkownika systemu do projekcji wirtualnej rzeczywistości



Rys. 2. Pozycje ciała analizowane w badaniach

3. WYNIKI

Uzyskane wartości wypadkowych reakcji w stawach międzykręgowych odcinka szyjnego kręgosłupa, dla trzech analizowanych pozycji, w dwóch wariantach: bez i z dodatkowym obciążeniem pochodzącym od gogli VR, przedstawiono w tabeli 1. Największe reakcje między kręgami odnotowano dla pozycji pochylonej w płaszczyźnie czołowej pod kątem 25° , wartość ta wyniosła 283 [N]. We wszystkich analizowanych przypadkach wyższe wartości reakcji odnotowano dla niższych segmentów odcinka szyjnego kręgosłupa (Tabela 1).

Tabela 1. Wartości wypadkowych sił reakcji w stawach międzykręgowych odcinka szyjnego kręgosłupa

	Wypadkowe wartości sił reakcji [N]					
	Brak dodatkowej siły			Dodatkowa siła 6,1 [N] pochodząca od gogli VR		
	Pozycja wyprostowana	Pozycja pochylona o 25° w płaszczyźnie czołowej	Pozycja pochylona o 30° w płaszczyźnie strzałkowej	Pozycja wyprostowana	Pozycja pochylona o 25° w płaszczyźnie czołowej	Pozycja pochylona o 30° w płaszczyźnie strzałkowej
T1C7	159,94	269,76	183,29	154,26	283,29	216,35
C7C6	131,14	222,66	147,87	125,71	234,44	176,63
C6C5	109,41	187,58	123,06	104,10	198,24	148,87
C5C4	96,91	166,64	108,85	92,84	176,55	134,19
C4C3	90,75	156,90	97,54	84,06	166,26	123,13
C3C2	81,77	140,77	84,22	72,15	149,34	107,83
C2C1	77,47	128,48	71,30	67,79	135,71	93,98
C1C0	73,47	116,10	60,66	62,59	121,18	80,92

Wyznaczono również wartości składowe sił reakcji występujące w stawach międzykręgowych odcinka szyjnego kręgosłupa: w kierunku przednio-tylnym (AP – AnterioPosterior), bliższodalszym (PD – ProximoDistal) oraz boczno-przyśrodkowym (ML – MedioLateral). Wyniki zestawiono w tabelach 2-3.

W każdym przeprowadzonym wariancie obliczeń największe wartości reakcji otrzymano w osi strzałkowej.

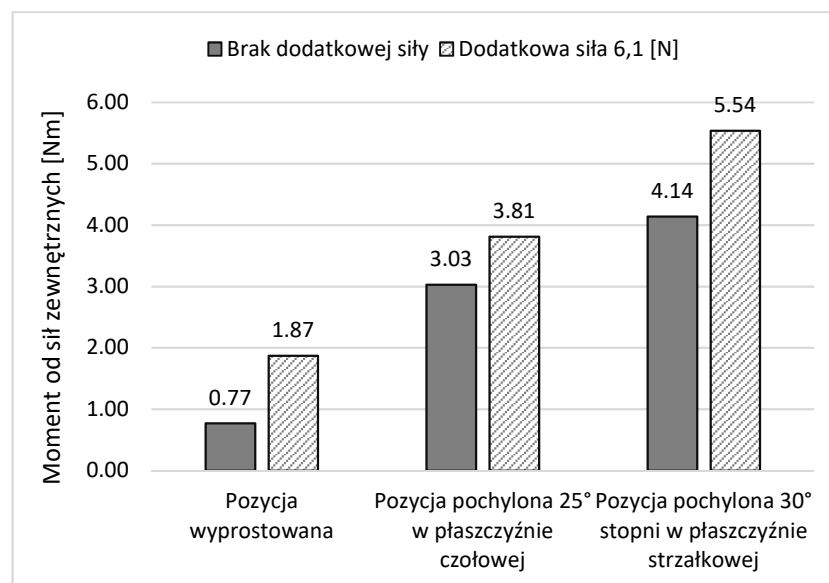
Tabela 2. Składowe wartości sił reakcji w stawach międzykręgowych odcinka szyjnego kręgosłupa uzyskane dla symulacji bez dodatkowych obciążeń zewnętrznych (AP- AnteroPosterior, PD- ProximoDistal, ML- MedioLateral)

	Składowe wartości sił reakcji [N]								
	Brak dodatkowych sił zewnętrznych								
	Pozycja wyprostowana			Pozycja pochylona o 25° w płaszczyźnie czołowej			Pozycja pochylona o 30° w płaszczyźnie strzałkowej		
	PD	AP	ML	PD	AP	ML	PD	AP	ML
T1C7	0,24	159,88	-4,33	-4,16	269,60	-8,36	0,87	182,92	-11,56
C7C6	0,13	130,91	-7,76	-3,04	222,16	-14,66	0,70	147,33	-12,62
C6C5	0,15	108,82	-11,38	-2,37	186,36	-21,25	0,76	122,14	-15,02
C5C4	0,07	96,60	-7,75	-3,96	165,90	-15,16	0,81	108,26	-11,27
C4C3	-0,01	90,18	-10,15	-10,34	155,47	-18,44	0,85	97,15	-8,65
C3C2	-0,00	81,34	-8,33	-12,65	139,28	-16,07	0,92	83,68	-9,51
C2C1	-0,00	77,04	-8,13	-14,06	126,41	-18,19	0,57	70,40	-11,30
C1C0	-0,00	73,01	-8,13	-18,85	113,30	-16,97	0,42	59,06	-13,84

Tabela 3. Składowe wartości sił reakcji w stawach międzykręgowych odcinka szyjnego kręgosłupa uzyskane dla symulacji z dodatkowym obciążeniem pochodzącym od gogli do projekcji wirtualnej rzeczywistości (AP- AnteroPosterior, PD- ProximoDistal, ML- MedioLateral)

	Składowe wartości sił reakcji [N]								
	Dodatkowa siła 6,1 [N]								
	Pozycja wyprostowana			Pozycja pochylona o 25° w płaszczyźnie czołowej			Pozycja pochylona o 30° w płaszczyźnie strzałkowej		
	PD	AP	ML	PD	AP	ML	PD	AP	ML
T1C7	0,29	154,13	-6,40	-5,04	283,15	-7,37	0,75	216,18	-8,47
C7C6	0,17	125,32	-9,84	-3,92	233,99	-13,97	0,96	176,39	-9,15
C6C5	0,18	103,29	-12,98	-3,00	197,10	-21,00	0,95	148,37	-12,11
C5C4	0,11	92,15	-11,26	-5,32	175,78	-15,56	0,70	133,86	-9,32
C4C3	-0,02	83,20	-11,99	-12,47	164,62	-19,68	0,26	122,87	-7,97
C3C2	-0,05	71,22	-11,56	-15,33	147,50	-17,61	0,24	107,38	-9,88
C2C1	-0,02	66,84	-11,32	-17,23	133,06	-20,35	0,12	93,03	-13,37
C1C0	-0,15	61,80	-9,93	-23,90	117,26	-19,07	0,06	79,14	-16,89

Kolejną rozpatrywaną wielkością były momenty od sił zewnętrznych działające na połączenie kręgów T1C7. Największa wartość momentu od siły zewnętrznej odnotowano dla pozycji pochylonej w płaszczyźnie strzałkowej z dodatkowym obciążeniem i wynosiła ona 5,54 [Nm], natomiast najmniejsza: 0,77 [Nm] dla pozycji wyprostowanej bez dodatkowego obciążenia zewnętrznego (Rys. 3).



Rys. 3. Wartości momentów od sił zewnętrznych w stawie międzykręgowym T1C7

Analizując wartości sił mięśniowych uzyskane dla wariantu symulacji bez przyłożonej siły zewnętrznej zauważono, iż dla pozycji wyprostowanej najbardziej aktywnymi mięśniami były: mięśnie nadgnykowe, mięsień półkolcowy szyi oraz mięsień wielodzielny szyi. Dla pozycji pochylonej pod kątem 30° w płaszczyźnie strzałkowej największe wartości siły mięśniowej odnotowano dla następujących mięśni: mięsień półkolcowy szyi, mięsień wielodzielny szyi, mięsień płatowy głowy oraz mięsień płatowy szyi. Natomiast dla symulacji z pochyleniem tułowia pod kątem 25° w płaszczyźnie czołowej największe wartości sił mięśniowych uzyskano dla mięśnia wielodzielnego szyi oraz dla mięśnia półkolcowego szyi (Tabela 4.).

Tabela 4. Wartości sił mięśniowych dla trzech analizowanych pozycji, bez dodatkowej siły zewnętrznej

	Wartości sił mięśniowych [N]		
	Pozycja wyprostowana	Pozycja pochylona 25° w płaszczyźnie czołowej	Pozycja pochylona 30° w płaszczyźnie czołowej
Mięśnie nadgnykowe	10,74	7,44	~0,00
Mięsień długi szyi	1,86	2,09	~0,00
Mięsień długi głowy	0,00	0,46	1,62
Mięsień płatowy głowy	~0,00	~0,00	9,21
Mięsień płatowaty szyi	1,83	~0,00	8,27
Mięsień półkolcowy głowy	4,45	5,83	0,85
Mięsień półkolcowy szyi	10,25	14,55	15,53
Mięsień najdłuższy głowy	~0,00	0,03	0,22
Mięsień najdłuższy szyi	1,45	~0,00	2,60
Mięsień wielodzielny szyi	9,00	16,15	13,99

Tabela 5. Wartości sił mięśniowych dla trzech analizowanych pozycji z przyłożoną dodatkową siłą zewnętrzną pochodzącą od gogli VR

	Wartości sił mięśniowych [N]		
	Pozycja wyprostowana	Pozycja pochylona 25° w płaszczyźnie czołowej	Pozycja pochylona 30° w płaszczyźnie czołowej
Mięśnie nadgnykowe	~0,00	~0,00	~0,00
Mięsień długi szyi	0,37	1,14	~0,00
Mięsień długi głowy	~0,00	0,85	0,20
Mięsień płatowy głowy	~0,00	~0,00	12,61
Mięsień płatowaty szyi	2,32	~0,00	10,52
Mięsień półkolcowy głowy	7,54	15,81	5,75
Mięsień półkolcowy szyi	8,87	16,61	18,97
Mięsień najdłuższy głowy	0,05	0,18	0,43
Mięsień najdłuższy szyi	1,34	~0,00	3,20
Mięsień wielodzielny szyi	7,70	19,15	17,43

Rozpatrując wartości sił mięśniowych uzyskanych dla symulacji z przyłożoną siłą o wartości 6,1 [N] w punkcie środka masy gogli do wirtualnej rzeczywistości, odnotowano, iż w pozycji wyprostowanej najbardziej aktywnymi mięśniami są: mięsień wielodzielny szyi, mięsień półkolcowy głowy, mięsień półkolcowy szyi. Dla pozycji pochylonej pod kątem 30° w płaszczyźnie strzałkowej największe wartości siły mięśniowej wygenerowane zostały przez mięsień półkolcowy szyi, mięsień wielodzielny szyi, mięsień płatowy głowy oraz mięsień płatowaty szyi. Natomiast dla pozycji pochylonej pod kątem 25° w płaszczyźnie czołowej największe wartości siły mięśniowej uzyskano dla mięśnia wielodzielnego szyi, mięśnia półkolcowego szyi oraz mięśnia półkolcowego głowy (Tabela 5.).

5. WNIOSKI

Przedstawiona w pracy metodyka badań modelowych układu szkieletowo-mięśniowego w obrębie odcinka szyjnego kręgosłupa pozwala na wyznaczenie wypadkowych reakcji w stawach międzykręgowych, momentów od sił zewnętrznych oraz na oszacowanie wartości sił mięśniowych. Wyniki badań potwierdzają, że korzystanie z gogli do wirtualnej rzeczywistości, obciąża kręgosłup szyjny w bardzo niewielkim stopniu.

Reakcje między kręgami przy obciążeniu zewnętrznym pochodzącym od gogli w znacznej mierze zależą od pozycji, w jakiej znajduje się badana osoba. Dla pozycji pochylonej w płaszczyźnie czołowej wartości wzrastają niemal dwukrotnie w porównaniu do pozycji wyprostowanej. Dla pozycji wyprostowanej wypadkowa reakcja w stawie T1C7 wyniosła 154,26 [N], natomiast dla pozycji pochylonej pod kątem 25° w płaszczyźnie czołowej 283,29 [N]. Największe różnice pomiędzy wartościami wypadkowej reakcji we wszystkich stawach międzykręgowych odnotowano pomiędzy pozycją pochyloną w płaszczyźnie czołowej a pozycją wyprostowaną.

Największa otrzymana wartość momentu od sił zewnętrznych działająca na połączenie kręgów T1C7 wyniosła 5.54 [Nm] i uzyskano ją dla pozycji pochylonej o 30° w płaszczyźnie strzałkowej. W badaniach doświadczalnych wykonanych przez F. Queisser i wsp. maksymalny moment od sił zewnętrznych występujący dla połączenia kręgów T1C7 wynosił 60 ± 9 [Nm]. Wartość uzyskana w badaniach własnych stanowi zaledwie 9.23% wartości z badań doświadczalnych F. Queisser i wsp. [10]. Natomiast Vassavada A. i wsp. w swej pracy uzyskał maksymalny średni moment od sił zewnętrznych dla kręgów T1C7 w wysokości 52 ± 11 [Nm]. Wynik ten jest również zdecydowanie wyższy od wartości uzyskanych w badaniach własnych [9].

Analizując oszacowane wartości sił mięśniowych podczas symulacji bez oraz z dodatkowym obciążeniem zauważono, iż dodatkowe obciążenie aktywizuje lub dezaktywuje działanie niektórych mięśni. Podczas symulacji z założonymi goglami do projekcji wirtualnej rzeczywistości mięsień nadgnykowy generuje wartości bliskie zeru, natomiast bez obciążenia wartości te są zdecydowanie większe. Może być to spowodowane umiejscowieniem środka ciężkości głowy oraz umiejscowieniem mięśnia i systemu do projekcji wirtualnej rzeczywistości. Kolejnym mięśniem, dla którego odnotowano znaczące różnice w generowanej sile mięśniowej podczas dwóch wariantów symulacji jest mięsień półkolcowy głowy, który podczas symulacji z dodatkowym obciążeniem generuje kilkukrotnie większe wartości w stosunku do symulacji bez dodatkowych obciążeń.

Uzyskane w pracy wyniki mogą stanowić cenne źródło informacji dla osób korzystających z systemów do projekcji wirtualnej rzeczywistości. Przedstawiona metodyka badań może zostać wykorzystana do wyznaczania obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego w obrębie odcinka szyjnego kręgosłupa podczas korzystania z innych urządzeń czy sprzętów mogących oddziaływać na kręgosłup człowieka.

LITERATURA

- [1] Gzik M., Jozko K., Wodarski P., Pieniążek J.: Badania modelowe zjawisk dynamicznych w odcinku lędźwiowym kręgosłupa człowieka. Aktualne Problemy Biomechaniki. Zeszyt 7, 2013, s. 53-58.
- [2] Gzik M., Wodarski P., Jurkojć J., Michnik R., Bieniek A.: Interactive System of Engineering Support of Upper Limb Diagnosis. Innovations in Biomedical Engineering. Advances in Intelligent Systems and Computing, vol 526, Springer, 2017, p. 115-123.

- [3] Garces GL., Medina D., Milutinovic L., Garavote P., Guerado E.: Normative database of isometric cervical strength in a healthy population. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 34(3), 2002, p. 464-70.
- [4] Myśliwiec A., Jurkojć J., Michnik R., Nowakowska K., Rybok K., Połuszny A.: Różnica w natężeniu dolegliwości bólowych lędźwiowego odcinka kręgosłupa pomiędzy rodzicami dzieci z niepełnosprawnością motoryczną i rodzicami dzieci pełnosprawnych. *Aktualne Problemy Biomechaniki*, Zeszyt nr 10, 2016, s. 37-42.
- [5] Nowakowska K., Gzik M., Michnik R., Myśliwiec A., Jurkojć J., Suchoń S., Burkacki M.: The loads acting on lumbar spine during sitting down and standing up. *Innovations in biomedical engineering*. Springer International Publishing, 2017, p. 169-176.
- [6] Nowakowska K., Michnik R., Myśliwiec A., Chrzan M.: Impact of strengthening of the erector spinae muscle on the values of loads of the musculoskeletal system in the lumbar spine section. *Engineering Mechanics 2017, 23rd International Conference May 15 - 18, 2017, Svratka, Czech Republic, Book of full texts*, editor: Vladimír Fuis, p. 718-721.
- [7] Połuszny A., Myśliwiec A., Saulicz E., Mikołajowski G., Linek P., Saulicz M.: Validation of the device for evaluation of muscular strength in the cervical spine region. *Physiotherapy and Health Activity*, vol.23(1), 2015, p. 1-9.
- [8] Ślimak P., Gzik M., Wolański W.: Wpływ stabilizacji przedniej na biomechanikę odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka. *Aktualne Problemy Biomechaniki*, Zeszyt 5, 2011, s. 165-170.
- [9] Vasavada A., Siping L., Delp.: Three-Dimensional Isometric Strength of Neck Muscles in Humans. *SPINE*, vol. 26(17), 2001, p. 1904–1909.
- [10] Queisser F., Bluthner R., Seidel H.: Control of positioning the cervical spine and its application to measuring extensor strength. *Clin Biomech*, vol. 9, 1994, p. 157–61.
- [11] http://stat.gov.pl/cps/rde/xbcr/gus/stan_zdrowia_2004.pdf

EVALUATION OF LOADS IN CERVICAL SPINE WHILE USING VIRTUAL REALITY HEADSET SYSTEM

Abstract: The article presents load simulation in cervical spine while moving with Oculus Rift System. The researches were done by a modified FreePosture in AnyBody program. The researches had to lay down a minimum and maximum load on the cervical spine while using the VR headset system and without it. The simulation was done for upright and tilted position in two different planes.