

**Małgorzata SOWA**, Międzywydziałowe Koło Naukowe Biomechaników, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wroclawska, Wrocław

**Małgorzata ŻAK**, Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wroclawska, Wrocław

## **WPLYW CYKLICZNYCH OBCIĄŻEŃ ŚCISKAJĄCYCH NA ZMIANY SZTYWNOŚCI SEGMENTÓW RUCHOWYCH Z ODCINKA PIERSIOWEGO KRĘGOSŁUPA**

Streszczenie. Proces powstawania zmian zwyrodnieniowych ma miejsce w głównej mierze w wyniku działania niekorzystnych sił zewnętrznych osłabiających strukturę kręgosłupa. W pracy przedstawiono wpływ cyklicznych obciążeń ściskających na zmianę wysokości i współczynnika sztywności krążka międzykręgowego z odcinka piersiowego kręgosłupa. Badania prowadzono z jednoczesnym zginaniem segmentu w płaszczyźnie strzałkowej symulującym proces obciążania krążka międzykręgowego w czasie pracy kolumny kręgosłupa.

### 1. WSTĘP

Bóle kręgosłupa są dolegliwościami, na które cierpi obecnie około 70% społeczeństwa. Nasilające się dolegliwości bólowe związane są z procesem uszkodzania elementów sprężystych kręgosłupa, czyli krążka międzykręgowego, w skutek oddziaływania przeciążeń przekraczających jego wytrzymałość. Zmiany w krążku międzykręgowym, w różnych warunkach obciążenia, analizowane są m.in. poprzez badanie zmian ciśnienia. Krążek międzykręgowy posiada swoje własne wewnętrzne ciśnienie, które zapobiega jego ściśnięciu przez trzony kręgów [6]. Pod wpływem siły ściskającej krążek międzykręgowy zmniejsza swoją wysokość, jednocześnie włókna kolagenowe pierścienia włóknistego pod wpływem działającego obciążenia zmniejszają kąt nachylenia względem powierzchni trzonów [6]. Badania Nachemsona opisują jakie obciążenia działają na odcinek lędźwiowy kręgosłupa przy poszczególnych ułożeniach ciała związanych z jego ruchomością. Badania wskazują, iż nawet w czasie spoczynku istnieje ciśnienie wewnątrz krążka międzykręgowego, które zapewnia stabilność kręgosłupa i utrzymuje odpowiednią odległość pomiędzy trzonami [2].

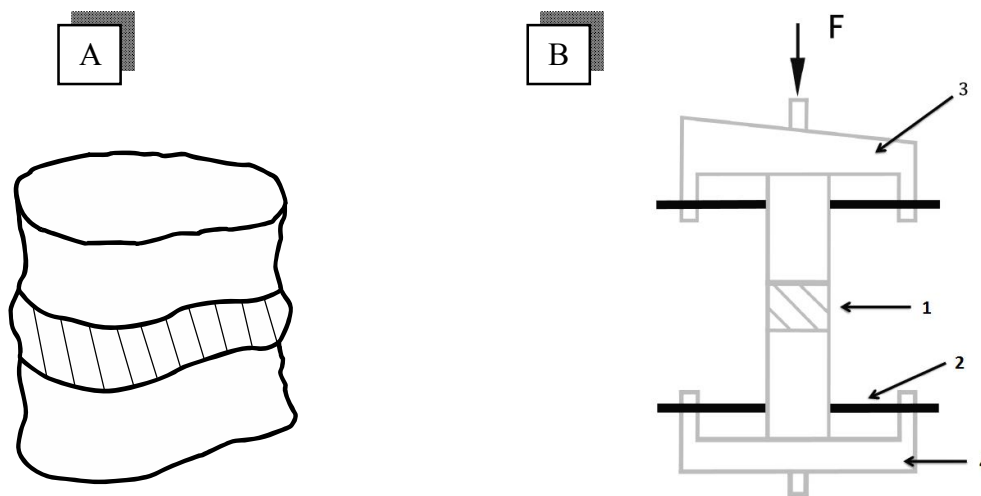
Przyczyny zwyrodnienia kręgosłupa związane są głównie z działaniem niekorzystnych obciążeń mechanicznych. Degeneracje krążka międzykręgowego powodują m.in. czynniki ergonomiczne takie jak.: siedzący tryb życia (osłabiający mięśnie kręgosłupa), czy też niewłaściwa postawa ciała powodująca nierównomierny rozkład ciśnienia w krążku międzykręgowym. Przyczynia się to do zakłócenie statyki i motoryki kręgosłupa poprzez przeniesienie ciężaru ciała na jedną z kończyn oraz kompensacje wyrównania skrzywienia poprzez wyższe partie kręgosłupa. W konsekwencji powstają progresywne zmiany zwyrodnieniowe prowadzące do dysfunkcji kręgosłupa [8].

## 2. MATERIAŁ I METODA

Badania przeprowadzono na modelu zwierzęcym, który stanowiły dwa odcinki piersiowe kręgosłupa pobranego *post-mortem* od świń domowych w wieku 8 - 10 miesięcy i średniej wadze 110kg. Modele zwierzęce stosowane są w badaniach głównie w celu weryfikacji nowych systemów stosowanych w leczeniu schorzeń i urazów kręgosłupa człowieka [4]. Materiał zwierzęcy zastępuje z powodzeniem preparaty sekcyjne, ponieważ uzyskuje się w ten sposób dużą jednorodność materiału, wynikającą m.in. z jednakowego sposobu karmienia czy tego samego wieku osobników stanowiących grupę badawczą.

Z kręgosłupów usunięto tkanki miękkie oraz wyrostki stawowe tak by pozostały same kręgi wraz z krążkami międzykręgowymi. Do badań wybrano trzy segmenty: Th8-Th9, Th10-Th11 wypreparowane z pierwszego kręgosłupa i Th9-Th10 pobrane z drugiego kręgosłupa, które przechowywano w temperaturze  $-20^{\circ}\text{C}$  do czasu badań.

Przygotowane segmenty ruchowe kręgosłupa po rozmrożeniu uwodniono w roztworze soli fizjologicznej przez 1 godzinę, a następnie umieszczono w układzie badawczym (Rys. 1.a). Badania zmęczeniowe przeprowadzono na maszynie wytrzymałościowej MTS 858 Mini Bionix. Obciążenia działające na badane segmenty przenoszone były jedynie przez krążek międzykręgowy. Segment został zamocowany do układu w dolnej i górnej części trzonu kręgu przy pomocy 4 wkrętów kostnych. Test wykonano dla 25000 cykli obciążeń z częstotliwością 2Hz. Na preparat działała siła w zakresie 150-650 N, która miała symulować zakres obciążeń działających w ciągu dnia na kręgosłup. Dodatkowo w układzie zastosowano element symulujący proces zginania pod kątem  $6^{\circ}$ . Schemat zamocowania i układ działających sił przedstawiono na rysunku 1.b.



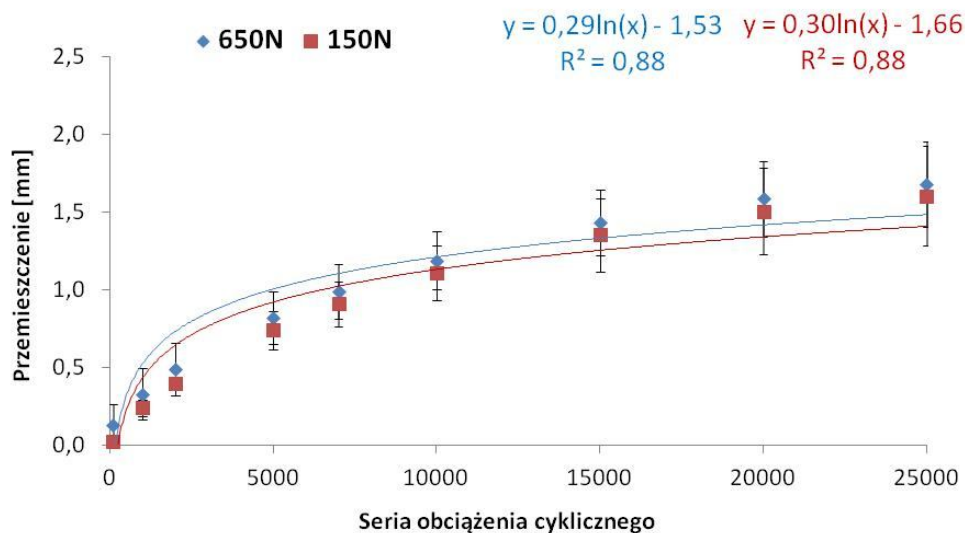
Rys. 1. Materiał badawczy: a) pojedynczy segment ruchowy kręgosłupa bez wyrostków stawowych, b) sposób zamocowania segmentu ruchowego w układzie badawczym gdzie:  
1 – segment ruchowy, 2 – wkręty kostne, 3 – kuweta górna z elementem zginającym,  
4 – kuweta dolna

### 3. WYNIKI

Na podstawie przeprowadzonych badań cyklicznego obciążenia analizie poddano zmianę wysokości krążka międzykręgowego w kolejnych cyklach działających obciążeń.

Otrzymane charakterystyki (Rys. 2) wskazują, że niezależnie od wartości sił działających na krążek międzykręgowy wraz ze wzrostem liczby cykli zmniejsza się jego wysokość względem początkowej wartości. Jednocześnie krzywe zmiany wysokości krążka zarówno dla siły 150N jak i 650N przyjmują ten sam charakter przebiegu.

W badanym układzie, pod wpływem działania na segment ruchowy cyklicznego obciążenia ściskającego, nastąpił duży wzrost przemieszczenia względem wartości początkowej. Różnica pomiędzy skrajnymi wartościami przemieszczenia jest nieznacznie większa przy sile 650N ( $1,58 \pm 0,33\text{mm}$ ) niż przy sile 150N ( $1,55 \pm 0,30\text{mm}$ ). Największy wzrost wartości przemieszczenia w kolejnych cyklach obciążenia obserwowany jest w zakresie 100-10000 cykli obciążeń i wynosi:  $1,08 \pm 0,18\text{mm}$  (650N) i  $1,06 \pm 0,16\text{mm}$  (150N). Natomiast zakres 15000-25000 cykli obciążeń charakteryzuje się nieznacznym wzrostem analizowanego parametru. W tym zakresie przyrost przemieszczenia przy sile 650N wynosił  $0,50 \pm 0,16\text{mm}$ , natomiast przy sile 150N wartość wynosiła  $0,49 \pm 0,16\text{mm}$ . Otrzymane charakterystyki zmiany przemieszczenia krążka międzykręgowego w kolejnych cyklach obciążenia segmentu ruchowego zostały aproksymowane funkcją logarymiczną, dla której współczynnik korelacji  $R^2$  dla obu wartości sił wynosi 88%.



Rys. 2. Charakterystyki zmiany: wysokości krążka międzykręgowego dla siły 150N i 650N w kolejnych cyklach obciążenia segmentu ruchowego

Współczynnik sztywności wyznaczono jako zależność między stałą wartością siły (150N i 650N) a jednostkową zmianą przemieszczenia próbki w kolejno następujących cyklach obciążeń zgodnie ze wzorem (1). Sztywność układu wzrasta wraz z liczbą działających cykli obciążeń wprost proporcjonalnie do działającej siły.

$$k = \frac{F}{\Delta l} \quad (1)$$

gdzie:

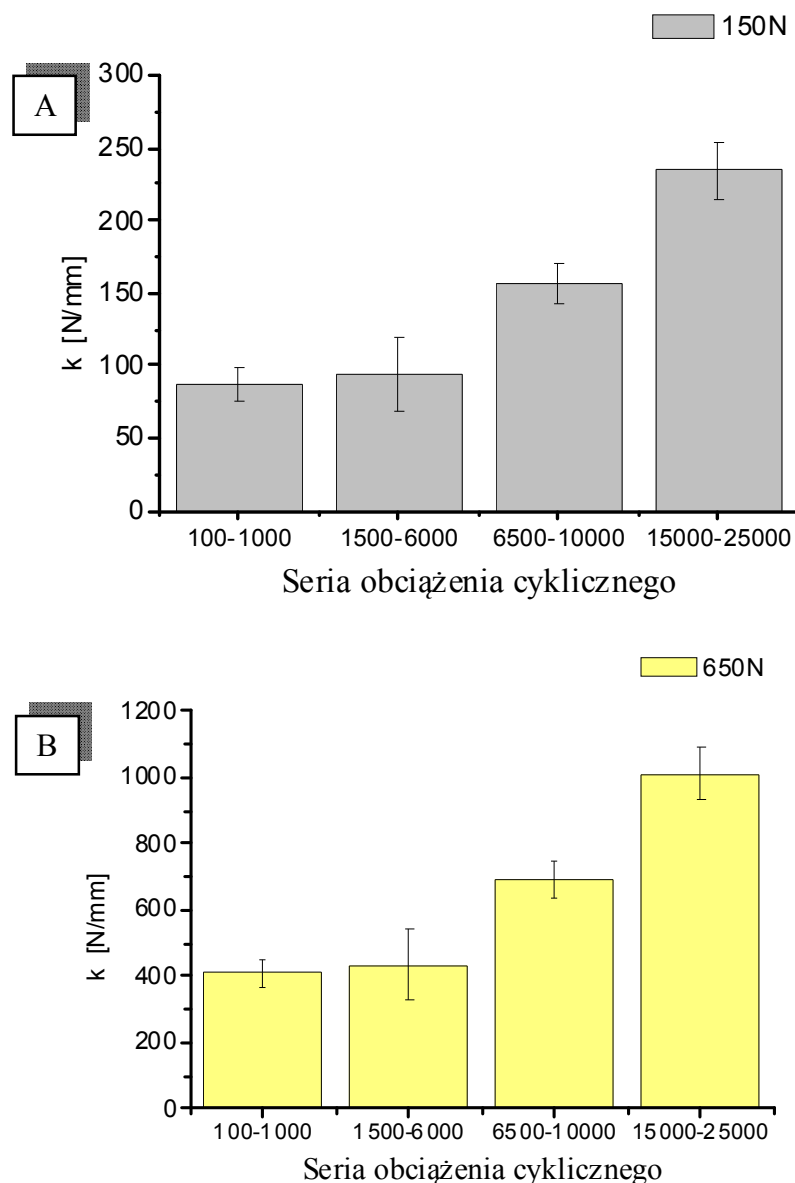
$k$  [N/mm] – współczynnik sztywności,

$F$  [N] – wartość siły,

$\Delta l$  [mm] – wartość przemieszczenia próbki.

Wartość współczynnika sztywności ( $k$ ) krążka międzykręgowego zwiększa się wraz ze wzrostem przemieszczenia. Różnica sztywności pomiędzy pierwszą a ostatnią wartością obciążenia cyklicznego wynosi  $248,86 \pm 55,07 \text{ N/mm}$  dla układu, na który działa siła 150N, natomiast dla siły 650N różnica ta jest równa  $1001,14 \pm 188,75 \text{ N/mm}$ .

Na rysunki 3 przedstawiono średnie wartości współczynnika sztywności dla poszczególnych zakresów cykli obciążeń. Początkowy zakres analizowanej liczby cykli (100-1000) charakteryzuje się wzrostem sztywności krążka międzykręgowego o  $86,38 \pm 11,20 \text{ N/mm}$  dla siły 150N i  $408,86 \pm 43,64 \text{ N/mm}$  dla siły 650N. W drugim zakresie (1500-6000) siła działająca na segment ruchowy powoduje nieznaczne zwiększenie wartości współczynnika sztywności dla siły 150N do  $94,06 \pm 26,40 \text{ N/mm}$  i  $434,56 \pm 104,78 \text{ N/mm}$  przy sile 650N. Gwałtowny wzrost sztywności nastąpił po 6500 cyklach. W zakresie 6500-10000 wartość  $k$  utrzymywała się na poziomie  $156,18 \pm 13,20 \text{ N/mm}$  dla siły 150N i  $692,28 \pm 53,77 \text{ N/mm}$  dla siły 650N. W ostatnim zakresie obciążeniowym (15000-25000) sztywność wzrosła do wartości  $234,42 \pm 20,29 \text{ N/mm}$  dla siły 150N i do  $1009,67 \pm 81,46 \text{ N/mm}$  przy sile 650N.



Rys.3. Średnie wartości współczynnika sztywności ( $k$ ) w kolejnych analizowanych zakresach cykli obciążeniowych przy sile: a) 150N, b) 650N

#### 4. PODSUMOWANIE

Wyniki przeprowadzonych badań wskazują na istotny wpływ przenoszonych obciążeń ściskających na zmiany zachodzące w pojedynczym segmencie ruchowym kręgosłupa [1]. Zmiana wysokości krążka międzykręgowego wpływa negatywnie m.in. na funkcje kręgosłupa: stabilizującą, podporową i ruchową, które są możliwe dzięki specyficznej budowie anatomicznej. Pozornie funkcja ruchowa jest przeciwstawna w stosunku do dwóch pozostałych i wydaje się niemożliwa. Zakres oraz kierunek ruchów w poszczególnych odcinkach kręgosłupa jest uwarunkowany przede wszystkim kątem ustawienia powierzchni stawowych stawów międzywyrostkowych i wysokością krążków międzykręgowych w punktach kluczowych kręgosłupa [2].

W badaniach zastosowano element zginający o kącie  $6^{\circ}$ , który zawiera się w zakresie ruchomości w odcinku piersiowym człowieka [4,5]. Mechanizm powstawania zmian zwyrodnieniowych podczas codziennych czynności jest procesem złożonym. Przeprowadzone testy cyklicznego obciążenia z dodatkowym elementem zginającym symulowały zmiany zwyrodnieniowe dla segmentu ruchowego bez wyrostków stawowych.

Usunięcie wyrostków stawowych, stanowiących barierę w postępującym obniżaniu się wysokości krążka międzykręgowego, doprowadza do niekontrolowanego spadku wysokości bez możliwości zahamowania tego procesu. Wzrost wartości współczynnika sztywności jest zgodny z wynikami badań przeprowadzonych przez Callaghan'a i McGill'a [3].

Uzyskane charakterystyki wskazują, iż niewielka różnica przemieszczenia powoduje znaczny wzrost sztywności badanego układu. Jest to ważne ze względu na to, że badane właściwości mechaniczne m.in. pierścienia włóknistego, które zależą od wieku i stopnia degeneracji, istotnie wpływają na zmiany w funkcjonowaniu krążka międzykręgowego. Jednak dla lepszego poznania złożoności powstawania tych zmian należałoby poddać badaniom segmenty ruchowe z wyrostkami stawowymi jak również powiązać je ze zmianą zachodzącymi w strukturze pierścienia włóknistego. Korelacja tych elementów mogłaby umożliwić lepsze poznanie etapów powstawania zmian zwyrodnieniowych.

#### 5. LITERATURA

- [1] Adams M.A., Freeman B.J.C., Nelson I.W., Dolan P., Mechanical Initiation of Intervertebral Disc Degeneration, *Spine*, 2000, 25(13): 1625-1636.
- [2] Adams M.A., Hutton W.C., The effect of posture on the lumbar spine, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1985, 67-B (4): 625-629.
- [3] Callaghan J.P., McGill S.M., Intervertebral disc herniation: studies on a porcine model exposed to highly repetitive flexion/extension motion with compressive force, *Clinical Biomechanics*, 2001, 16: 28-37.
- [4] Gzik M., *Biomechanika Kręgosłupa człowieka*, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2007.
- [5] McMillan D.W., Garbutt G., Adams M.A., Effect of sustained loading on the water content of intervertebral disc: implications for disc metabolism, *Ann Rheum Dis*, 1996, 55: 880-887.
- [6] Pezowicz C., *Biomechanika krążka międzykręgowego – ocena przeciążeń oraz skutków wprowadzenia implantów*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 2008.
- [7] Stodolny J., Choroba przeciążeniowa kręgosłupa. Epidemia naszych czasów, *ZL "Natura"*.
- [8] [http://www.gapinski.pl/co\\_leczymy\\_2.php](http://www.gapinski.pl/co_leczymy_2.php)

## MECHANICAL BEHAVIOR OF THE THORACIC MOTION SEGMENTS OF THE SPINE UNDER CYCLIC LOADS



**KAPITAŁ LUDZKI**  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI



**DOLNY  
ŚLĄSK**

UNIA EUROPEJSKA  
EUROPEJSKI  
FUNDUSZ SPOŁECZNY



**Praca współfinansowana przez Unię Europejską w ramach Europejskiego Funduszu Społecznego**