

Biomechanical characteristics of the abdominal aortic wall

Charakterystyka właściwości biomechanicznych ścian aorty brzusznej

Wojciech Witkiewicz¹, Jan Gnus¹, Willy Hauzer¹, Magdalena Kobielarz², Romuald Będziński², Sylwia Szotek², Mariusz Kosiński³, Monika Pfanhauser¹, Sebastian Bałasz¹

¹Wards of Vascular Surgery, Regional Specialist Hospital, Research and Development Center, Faculty of Medicine and Dentistry, Wrocław Medical Academy, Wrocław, Poland (Oddział Chirurgii Naczyniowej Wojewódzkiego Szpitala Specjalistycznego we Wrocławiu, Ośrodek Badawczo-Rozwojowy, Wydział Lekarsko-Stomatologiczny Akademii Medycznej we Wrocławiu)

²Division of Biomedical Engineering and Experimental Mechanics, Institute of Machine Design and Operation, Faculty of Mechanical Engineering, Wrocław University of Technology, Wrocław, Poland (Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej, Instytut Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wroclawska we Wrocławiu)

³Private Medical Care Unit Hist-Med, Wrocław, Poland (Niepubliczny Zakład Opieki Zdrowotnej Hist-Med we Wrocławiu)

Abstract

Background. The structure of the aorta wall is well adapted to withstand the mechanical loads caused by arterial blood pressure. The most important structural components of the aortic wall are elastin and collagen fibres. Elastin and collagen fibres allow reversible deformation of, and give mechanical strength to, the aorta. Alterations in composition cause changes in the mechanical properties of the aortic wall. Hence, the main aim of this study is the biomechanical assessment and preliminary histological study of the abdominal aortic wall.

Material and methods. Specimens were cut from the materials obtained during autopsies, taking research standards into consideration, which were then examined in order to determine the directional material properties. The second part of the materials was intended for histological analysis.

Results. It was appreciable that the mechanical strength of the aortic wall is higher in the transversal than in the longitudinal direction, which has a vital meaning for the correct functioning of the organism, and it makes the vessel able to perform reversible deformation under the influence of pulsatile blood pressure. This ability is strongly dependent on the structural composition of the aortic wall.

Conclusions. Structural alterations due to atherosclerotic lesions of various degrees lead to a significant increase of stiffness and decrease of mechanical strength of the walls of abdominal aorta.

Key words: abdominal aorta, mechanical properties, atherosclerosis

Streszczenie

Wstęp. Struktura ścian aorty jest przystosowana do stawiania oporu mechanicznym obciążeniom, które wywołane są przez ciśnienie tętnicze. Najważniejszymi elementami strukturalnymi ścian aorty są włókna elastynowe i kolagenowe. Odpowiadają one za odwracalne odkształcanie się ścian aorty oraz ich mechaniczną wytrzymałość. Dlatego też głównym celem tej pracy jest ocena biomechaniczna oraz analiza histologiczna ścian aorty brzusznej.

Address for correspondence (Adres do korespondencji):

Prof. dr hab. Wojciech Witkiewicz, Oddział Chirurgii Ogólnej i Naczyniowej WSS
ul. Kamieńskiego 3a, 51–124 Wrocław
tel: +48 (71) 327 02 02
e-mail: hauzerwilly@poczta.onet.pl

Materiał i metody. Z materiału pobranego podczas sekcji zwłok wycinano próbki w celu określenia właściwości mechanicznych ścian aorty brzusznej. Pozostałą część materiału przeznaczono do analiz histologicznych.

Wyniki. Odnotowano, że mechaniczna wytrzymałość ścian aorty jest większa w kierunku obwodowym niż wzdłużnym. Cecha ta ma kluczowe znaczenie dla poprawnego funkcjonowania organizmu dzięki zdolności naczynia do odwracalnego odkształcania się pod wpływem tętniczego przepływu krwi w naczyniu. Zdolność ta silnie zależy od struktury naczynia.

Wnioski. Zmiany strukturalne spowodowane przez miażdżycę prowadzą do znaczącego wzrostu sztywności i obniżenia wytrzymałości mechanicznej ścian aorty brzusznej.

Słowa kluczowe: aorta brzuszna, właściwości mechaniczne, miażdżyca

Introduction

The abdominal aorta is the last section of the largest artery in the human organism. The wall of the abdominal aorta is able to withstand large dynamic loads imposed by arterial blood pressure during a human's lifetime. The structure of the wall of the aorta is well adapted to withstand the mechanical loads caused by arterial blood pressure. The most important structural components of the aortic wall are elastin and collagen fibres. The elastic fibres, placed circularly, create many layers in the form of plaques with an undulant course. They create a thick elastin band. The wall also contains collagen fibres, placed circularly and parallel to thin elastin fibres. The thickness of the aortic wall in the abdominal segment in humans is 0.7 mm and its media contains only 30 elastic plaques, whereas animals, in the same segment, have about 40. Extendible elastin fibres may double their initial length and then return to it in very short time, which reflects the walls elasticity. After transferring from the thoracic aorta to the abdominal, the amount of the elastic plaques decreases significantly, which causes an increase in the amount of collagen in respect to elastin, and this results in stiffer and a thinner abdominal aortic wall in respect to the thoracic aorta [1–4].

Elastin and collagen fibres allow the reversible deformation of, and give mechanical strength to, the aorta. Elastin is synthesized in the aorta only during early infancy, and the half-life of this protein is 70 years. Collagen is synthesized during the whole life. Collagen fibre is about 20 times more resistant to extension than elastin, but the elasticity of collagen is about 300 times less than elastin. This means that collagen may be extended only to a small length without damage to its structure. Greater extension of the collagen fibres may cause irreversible changes of structure and loss of mechanical strength. In physiological conditions, the loads acting on the aortic wall are mainly balanced by elastin and only 1 % by collagen. Insusceptible to extension, collagen fibres have an undulant course. Under

Wstęp

Aorta brzuszna jest ostatnim odcinkiem największego naczynia w organizmie człowieka. Przez całe życie osobnicze człowieka ściany aorty są narażone na oddziaływanie dynamicznych obciążeń mechanicznych o dużej sile, które wywołuje ciśnienie tętnicze. Aorta brzuszna jest strukturalnie dobrze przystosowana do przenoszenia mechanicznych obciążeń wynikających z tętniczego przepływu krwi. Najważniejszymi komponentami strukturalnymi ścian aorty brzusznej są: elastyna i kolagen. Włókna elastynowe ułożone są okrężnie i tworzą wiele warstw w formie blaszek o falistym przebiegu. Powstaje wówczas gruba opaska z elastyny. Grubość ściany odcinka brzusznej aorty u człowieka wynosi 0,7 mm, a jej błona środkowa zawiera około 30 blaszek sprężystych. Włókna kolagenowe ułożone są okrężnie i równoległe do cienkich włókien elastyny. Rozciągliwe włókno elastynowe może 2-krotnie zwiększyć swoją długość i szybko powrócić do długości pierwotnej, co decyduje o sprężystości naczynia. Po przejściu z aorty piersiowej w brzuszna zmniejsza się znacznie liczba blaszek sprężystych, co powoduje wzrost ilości kolagenu w stosunku do elastyny, czego następstwem jest bardziej sztywna i cieńsza ściana aorty brzusznej w stosunku do aorty piersiowej [1–4].

Elastyna i kolagen warunkują zdolność odwracalnego odkształcania się i wytrzymałość mechaniczną aorty. Elastyna jest syntetyzowana jedynie we wczesnym dzieciństwie, a czas półtrwania tego białka wynosi 70 lat. Kolagen jest syntetyzowany przez całe życie osobnicze. Włókno kolagenowe jest około 20-krotnie bardziej wytrzymałe na rozciąganie niż elastyna, natomiast sprężystość kolagenu jest 300-krotnie mniejsza niż elastyny. Oznacza to, że kolagen może ulec tylko nieznacznemu rozciągnięciu bez naruszenia swojej struktury. Większe rozciągnięcie włókna kolagenowego powoduje nieodwracalne zmiany struktury i utratę wytrzymałości mechanicznej. W warunkach fizjologicznych siły działające na ścianę aorty są równoważone

the force of the blood pressure wave, the elastic fibres become extended and collagen fibres are straightened. After ceasing the force, elastic fibres return to their initial length and collagen fibres return to their undulant shape [5–8].

Ageing, i.e. atherosclerotic processes, and most pathological processes are related to an alteration in the mechanical characteristics of the abdominal aortic wall. Considering that the mechanical characteristics of the abdominal aortic wall follow its material composition and structure, it is very important to investigate both the mechanical behaviour and the composition of the healthy walls of abdominal aorta. Hence, the main aim of this study is the biomechanical assessment and preliminary histological study of the abdominal aortic wall.

Material and methods

In the year 2004, during autopsies, 30 specimens were harvested for biomechanical and histopathological examinations. The 30 patients (22 men and 8 women) in the age range 61–83 years with average 74.3 (SD = 8.0) died due to circulatory insufficiency in the course of atherosclerotic damage of the heart muscle. The material was obtained from the anterior abdominal aortic wall, from the central segment between the renal arteries and the bifurcation of the aorta.

Immediately after autopsy, the obtained material was divided between the Division of Biomedical Engineering and Experimental Mechanics of Wrocław University of Technology in order to conduct biomechanical analysis and the Private Medical Care Unit Hist-Med in order to perform a preliminary histological study.

Before the histopathological examinations, the specimens were fixed in 10% formalin. Then paraffin material was sectioned at 4 μm onto slides and was dyed by the use of haematoxylin and eosin (H&E) standard staining procedure. The nuclei were stained dark blue (haematoxylin) and the remaining cell components pink (eosin). In histopathological examinations, atherosclerotic lesions of various degrees were analyzed.

The material for the biomechanical examinations was kept in 0.9 % NaCl at a temperature of 4°C and transported to the Division of Biomedical Engineering and Experimental Mechanics of Wrocław University of Technology. The examinations of the properties of the material were performed on the day of harvesting. The examination specimens were cut from the harvested material in two directions: transversal and longitudinal (Figure 1).

The specimens were installed in an MTS Synergie 1000 testing machine with the use of special labyrinthine type clamps (jaws). The construction of the clamps

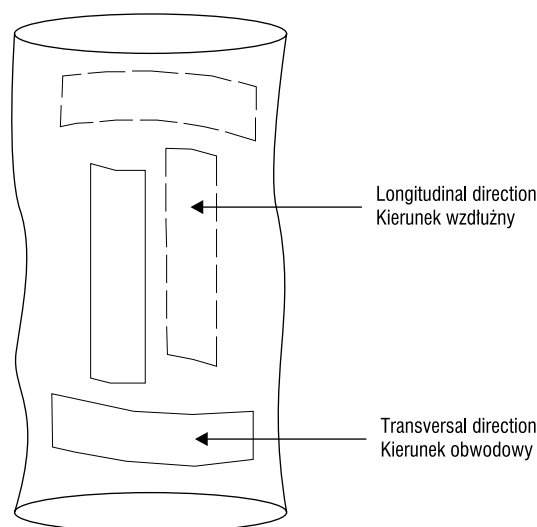


Figure 1. The directions of cutting out the specimens from the abdominal aortic wall

Rycina 1. Kierunki wycinania próbek ze ściany aorty brzusznej

głównie przez elastynę i tylko w 1% przez kolagen. Nierozciągliwe włókna kolagenowe mają falisty przebieg. Pod wpływem fali ciśnienia krwi dochodzi do rozciągnięcia włókien sprężystych i wyprostowania włókien kolagenowych. Po ustąpieniu siły napinającej włókna elastynowe wracają do pierwotnej długości, a włókna kolagenowe powracają do swojego pofałdowanego kształtu [5–8].

Starzenie się organizmu oznacza wzmożony przebieg wielu procesów patologicznych, w tym arteriosklerozy, które powodują zmiany strukturalne w obrębie ścian naczyń. Zakładając, że zmiany charakterystyk mechanicznych ścian aorty brzusznej są ściśle skorelowane ze zmianami strukturalnymi, staje się niezbędne określenie zarówno właściwości mechanicznych, jak i składu strukturalnego ścian tego naczynia. Dlatego głównym celem tej pracy jest zdefiniowanie biomechanicznego zachowania się naczyń i wstępna ocena histologiczna ścian aorty brzusznej.

Materiał i metody

W 2004 roku podczas autopsji pobrano 30 preparatów aorty brzusznej w celu przeprowadzenia badań biomechanicznych oraz histopatologicznych. Przyczyną zgonu pacjentów (22 mężczyzn i 8 kobiet) w wieku 61–83 lat [średnia wieku wynosiła 74,3 (SD = 8,0)] była niewydolność krążenia w przebiegu miażdżycowego uszkodzenia mięśnia sercowego. Pobrany materiał pochodził z przedniej ściany aorty brzusznej, ze środkowego odcinka między tętnicami nerkowymi a rozwidleniem aorty.

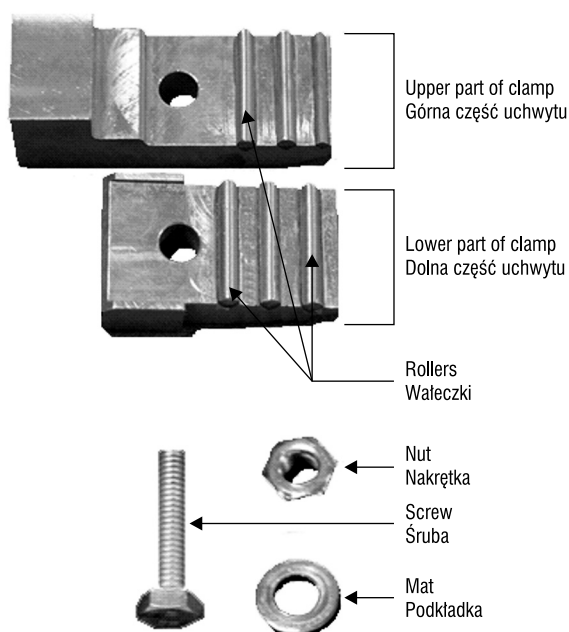


Figure 2. The outward appearance of the clamp
Rycina. 2. Wygląd wewnętrznych powierzchni uchwytów

assures installation of the specimen with minimised risk of crushing the specimen during installation in the clamps (Figure 2).

The test was based on uniaxial stretching of the prepared specimens until rupture. The tests were performed with a constant speed 4 mm/minute.

Before stretching, the specimen was measured. We measured the distance between the holders, which was then treated as initial length l_0 , and the width of the specimen w_0 and its thickness t_0 . Both the width and the thickness were measured at 3 points: on both edges (5 mm from the holder), and in the central part of the specimen. The results were averaged and treated as initial sizes. The current cross-sectional area [mm^2] was calculated with the use of the formula:

$$A = \frac{l_0 \times w_0 \times t_0}{(l_0 + \Delta l)} \quad (1)$$

The stress [MPa] and strain [-] were calculated with the use of the formulas:

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} \quad (2)$$

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (3)$$

where: σ [MPa] — stress, ε [-] — deformation, l_0 [mm] — initial length, Δl [mm] — displacement, F [N]

Bezpośrednio po autopsji pobrano materiał dzielono między dwa ośrodki badawcze: Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej Politechniki Wrocławskiej, gdzie prowadzono badania biomechaniczne i Niepubliczny Zakład Opieki Zdrowotnej *Hist-Med*, gdzie prowadzono badania histologiczne.

Do badania histopatologicznego próbki utrwalono w 10-procentowej buforowanej formalinie. Następnie materiał parafinowano i cięto na skrawki o grubości $4 \mu\text{m}$, które barwiono hematoksyliną i eozyną (H&E). Jądra komórkowe wybarwiają się wówczas na ciemno niebieski kolor (hematoksylina), a pozostałe komponenty komórkowe na różowo (eozyna). Wykorzystując tę standardową procedurę barwienia, analizowano stopień zaawansowania arteriosklerotycznych zmian.

Do badań biomechanicznych materiał po pobraniu umieszczano w 0,9-procentowym NaCl w temperaturze 4°C i transportowano do laboratorium Zakładu Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej Politechniki Wrocławskiej w celu wyznaczenie właściwości mechanicznych materiału. Badania własności materiałowych wykonywano w dniu pobrania. Próbki do badania wycinano z materiału badawczego w dwóch kierunkach: obwodowym i wzdłużnym (ryc. 1).

Próbki montowano do maszyny wytrzymałościowej MTS Synergie 100 za pomocą specjalnych uchwytów typu labiryntowego. Konstrukcja uchwytów zapewniała pewne zamocowanie próbki przy jednocześnie zminimalizowanym ryzyku jej zmiżdżenia w trakcie montażu w uchwycie (ryc. 2).

Test polegał na osiowym rozciąganiu przygotowanych próbek aż do zerwania. Prowadzono go ze stałą prędkością 4 mm/min.

Zamocowaną do uchwytów próbkę mierzono przed rozpoczęciem testu. Pomiarom podlegały: odległość pomiędzy krawędziami uchwytów, którą następnie traktowano jako długość początkową l_0 , szerokość próbki w_0 oraz jej grubość t_0 . Zarówno szerokość, jak i grubość mierzono w 3 punktach: na obu końcach (w odległości 5 mm od krawędzi uchwytów) oraz w środkowej części próbki. Otrzymane wyniki uśredniano i traktowano jako wymiary początkowe. Pole powierzchni poprzecznej A [mm^2] obliczano zgodnie ze wzorem:

$$A = \frac{l_0 \times w_0 \times t_0}{(l_0 + \Delta l)} \quad (1)$$

Naprężenie σ [MPa] i odkształcenie ε [-] wyliczano zgodnie z wzorami:

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} \quad (2)$$

— force, A [mm²] — specimen cross-section area, w_0 [mm] — initial width, t_0 [mm] — specimen initial thickness.

Results of biomechanical examinations are expressed as the mean \pm SD. Comparison between biomechanical results in different directions and for different groups of atherosclerotic alteration were assessed using Student's *t*-test. Statistica 6.0 software was used for the statistical analysis. Statistical significance was determined at a *p*-value < 0.05 .

Results

On the basis histopathological examinations, atherosclerotic lesions of various degrees were discovered. Most frequently, in 18 patients (60%), this took the form of fibrosis and calcification of the media, and in 12 patients (40%), atherosclerotic ulcers with cholesterol disturbances were found. Hence, in further analysis, the division into two groups is discussed according to severity of atherosclerotic lesion.

For all the specimens from both groups, stress-strain relationships were performed for both analyzed directions: transversal and longitudinal. The mechanical properties of the artery wall are not linear. For each curve, four characteristic phases were appointed (Figure 3).

For each specimen, the value of the mechanical strength was assessed and treated as a peak stress. For the second phase, a conventional longitudinal elasticity module was (assumed Young's module) determined. In each case, the Young's module was calculated with the use of the longest rectilinear segment method (Figure 4).

In this study, no significant difference between the age of the patients between males and females was found. A significant difference of mechanical strength and conventional Young's module between transverse and longitudinal direction was found at level $p = 0.05$. The mean \pm SD results are presented in Figure 5.

Both the mechanical strength and conventional Young's module in transversal direction for each specimen between two groups (different severity of atherosclerotic lesions) are statistically distinguishable. An increase in atherosclerotic lesions causes a decrease in the mechanical strength and an increase in the stiffness of the abdominal aorta.

Discussion

The presented study describes the mechanical properties (mechanical strength and conventional Young's module) of the abdominal aorta wall in the longitudinal and circumferential directions. The values of the analyzed mechanical properties for aorta walls are significant

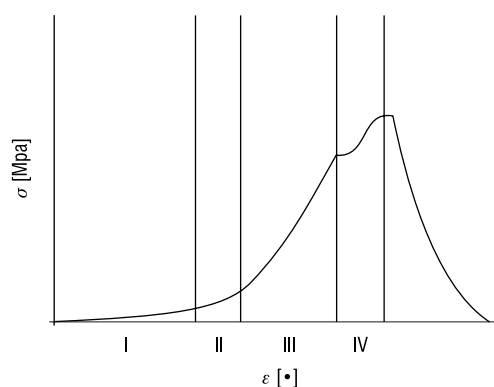


Figure 3. The schematic of the stress-strain curve with appointed characteristic phases

Rycina 3. Schemat krzywej naprężeniowo — odkształceniowej z zaznaczonymi charakterystycznymi fazami

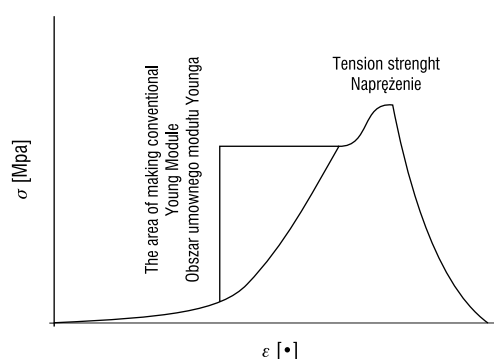


Figure 4. A typical stress-strain curve with appointed points of mechanical strength and segment used to assess conventional Young's module

Rycina 4. Krzywa naprężeniowo-odkształceniowa z zaznaczonym punktem, dla którego wyznaczono wytrzymałość mechaniczną oraz odcinkiem użytym do wyznaczenia umownego modułu Younga

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (3)$$

gdzie: σ [MPa] — naprężenie, ε [—] — odkształcenie, l_0 [mm] — długość początkowa, Δl [mm] — przemieszczenie, F [N] — siła, A [mm²] — pole powierzchni przekroju poprzecznego próbki, w_0 [mm] — szerokość początkowa, t_0 [mm] — grubość początkowa próbki.

Wyniki badań biomechanicznych wyrażono w postaci wartości średnich oraz odchylenia standardowego (\pm SD). Analizę porównawczą wyników badań mechanicznych przeprowadzono dla różnych kierunków wycinania próbek oraz dla różnego stopnia zaawansowania zmian miażdżycowych. Do tego celu użyto testu *t*-Studenta. Analizę statystyczną przeprowadzono, korzystając z oprogramowania Statistica 6.0. Dla wszystkich wykonanych testów statystycznych przyjęto poziom istotności $p < 0,05$.

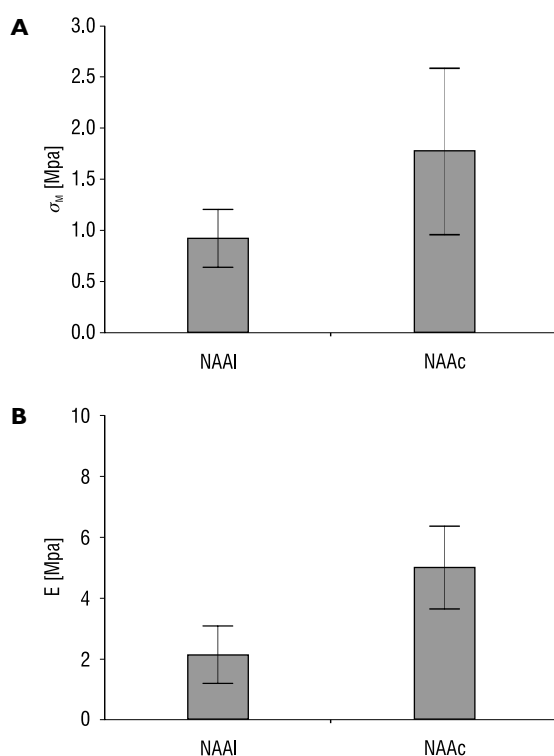


Figure 5. A. The mechanical strength and **B.** conventional Young's module of abdominal aortic wall in both directions analyzed. NAAI — normal abdominal aorta wall in longitudinal direction; NAAc — normal abdominal aorta wall in transversal direction

Rycina 5. A. Wytrzymałość mechaniczna i **B.** umowny moduł Younga. Otrzymane dla ścian aorty brzusznej w obu analizowanych kierunkach. NAAI — prawidłowa ściana aorty: kierunek wzdłużny; NAAc — prawidłowa ściana aorty: kierunek obwodowy

tly lower in the longitudinal (NAAI) direction than in the circumferential direction (NAAc) by 50% for strength and by 42% for conventional Young's module, respectively. This feature is of fundamental importance for the living and functioning of the human organism. The abdominal aortic wall withstands high pulsatile loads and is able to perform reversible deformation under the blood pressure wave. This property of healthy aorta is vital considering the fact that blood pressure acts in a radiant direction on the vessel walls. The decrease of the aforementioned values proclaims the disturbances in the vessel wall and may signify the pathological process.

Proper mechanical properties and integrity are mostly determined by its components. This is mainly elastin, collagen and smooth muscle cells [7, 10, 11]. Smooth muscle cells have the constriction and relaxation potential in modulation of the wall mechanics. The collagen and elastin fibres are the most important determinant of the mechanics of the aortic wall [5, 9, 12]. In health arteries, the collagen to elastin ratio determina-

Wyniki

Na podstawie wstępnych badań histopatologicznych wykryto różny stopień nasilenia zmian miażdżycowych w ścianie aorty. Najczęściej, u 18 chorych (60%), były to zwłóknienia i zwapnienia w błonie środkowej, natomiast u 12 chorych (40%) stwierdzono owrzodzenia miażdżycowe ze złoгами cholesterolowymi. Dlatego dalszą analizę prowadzono z uwzględnieniem podziału na dwie grupy zgodnie ze stopniem zaawansowania patologicznych zmian miażdżycowych.

Na podstawie przeprowadzonych testów wytrzymałościowych wykreślono krzywe naprężeniowo-odkształceniowe dla wszystkich przebadanych próbek w obu analizowanych kierunkach: poprzecznym i wzdłużnym. Dla każdej krzywej wyznaczono cztery charakterystyczne przedziały (ryc. 3).

Dla każdej przebadanej próbki wyznaczono wartość wytrzymałości mechanicznej, rozumianej jako wartość graniczną naprężenia. Natomiast dla obszaru drugiego (II) wyznaczono umowny moduł sprężystości podłużnej (umowny moduł Younga). W każdym przypadku wyznaczano umowny moduł Younga metodą najdłuższego odcinka prostoliniowego (ryc. 4).

Nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic w wieku między kobietami i mężczyznami. Odnotowano natomiast istotne statystycznie różnice w przypadku wytrzymałości mechanicznej oraz umownego modułu Younga między próbkami wyciętymi w kierunku wzdłużnym i obwodowym (ryc. 5).

Ponadto zarówno wytrzymałość mechaniczna, jak i umowny moduł Younga dla próbek wyciętych w kierunku obwodowym są statystycznie różne w grupach o różnym stopniu zaawansowania arteriosklerozy. Stwierdzono, że wzrost stopnia zaawansowania miażdżycy powoduje obniżenie mechanicznej wytrzymałości oraz wzrost sztywności ściany aorty brzusznej.

Dyskusja

Zaprezentowane wyniki opisują mechaniczne właściwości (mechaniczną wytrzymałość oraz umowny moduł Younga) ścian aorty brzusznej w dwóch kierunkach: wzdłużnym i obwodowym. Wartości analizowanych mechanicznych wielkości dla prawidłowych ścian aorty są istotnie mniejsze w kierunku wzdłużnym (NAAI) niż w kierunku obwodowym (NAAc) o 50% dla wytrzymałości oraz o 42% dla umownego modułu Younga. Ta cecha ma fundamentalne znaczenie dla poprawnego funkcjonowania układu naczyniowego, gdyż ściany aorty brzusznej przenoszą obciążenia mechaniczne i są zdolne do odwracalnych odkształceń głównie w kierunku obwodowym. Ta właściwość zdrowej aorty jest niezbędna, gdyż ciśnienie tętnicze oddziałuje na ściany

tes the appropriate elasticity of the vessel. During ageing, this ratio increases, which causes an increase in stiffness. Additionally, men have stiffer arteries than women [2, 8, 13]. The differences in stiffness of the vessel wall, combined with age and sex, are most easily visible in the aortic wall. This is why the changes in composition of the artery wall also cause changes in the mechanical properties of the wall [3, 14–17]. Atherosclerotic lesions of various degrees affect the elasticity of the aorta and change its architecture, mainly by the destruction of elastin and collagen fibres. An increase in atherosclerotic lesions causes a decrease in the mechanical strength and an increase in the stiffness of the wall of abdominal aorta.

Many authors described the mechanical properties of the aortic wall. The decrease in vessel elasticity comes with age [2, 5, 11, 18]. According to this study, elasticity decreases with the increase of severity of atherosclerotic lesions. The atherosclerotic processes lead to structural alterations and thus cause changes in the mechanical properties of the aortic wall. Serious severities of atherosclerotic lesions lead to increased stiffness and decreased mechanical strength.

The connection between the presence of structural alterations and the mechanical properties of the artery have been described by other authors [3, 4].

Conclusions

Both the mechanical strength and conventional Young's module for abdominal aortic walls is less in the longitudinal than in the transversal direction and strongly are dependent on the structural composition of the aortic wall. Structural alterations due to atherosclerotic lesions of various degrees lead to a significant increase in stiffness of the wall of the abdominal aorta.

Acknowledgments

The study was supported by the Ministry of Science and Higher Education (2 P05C 037 27).

References

1. Adham M, Gournier JP, Fabre JP et al (1996) Mechanical characteristics of fresh and frozen descending aorta. *J Surg Res*, 64: 32–34.
2. Vorp DA, Raghavan ML, Webster MW (1998) Mechanical wall stress in abdominal aortic aneurysm: influence of diameter and asymmetry. *J Vasc Surg*, 27: 632–629.
3. Lang RM, Cholley BP, Korcan G, Marcus RM, Shrou SG (1994) Measurement of regional elastic properties of the human aorta. *Circulation*, 90: 1875–1882
4. MacSweeney STR, Young G, Greenhalgh RM, Powell JT (1992) Mechanical properties of the aneurysmal aorta. *Br J Surg*, 79: 1281–1284.

aorty brzusznej głównie w kierunku obwodowym. Obniżenie wymienionych zdolności prowadzi do zaburzeń w pracy całego układu naczyniowego i może oznaczać stan chorobowy.

Właściwości mechaniczne są głównie zdeterminowane przez składniki strukturalne ściany. Są to głównie elastyna, kolagen i komórki mięśni gładkich [7, 10, 11]. Komórki mięśni gładkich posiadają zdolność kurczenia się i relaksacji, co wspomaga odkształcanie się cykliczne ściany naczyń. Jednak to włókna kolagenowe i elastynowe są najważniejszymi determinantami mechaniki ściany aorty [5, 9, 12]. W zdrowych tętnicach stosunek kolagenu do elastyny warunkuje odpowiednią sprężystość naczynia. Wraz z wiekiem stosunek ten wzrasta, powodując zwiększenie sztywności, przy czym u mężczyzn obserwuje się większą sztywność tętnic niż u kobiet [2, 8, 13]. Różnice w sztywności ścian naczyń, związane z wiekiem i płcią, najłatwiej zaobserwować można w ścianie aorty. Dlatego zmiana w składzie strukturalnym i tym samym we wzajemnym stosunku poszczególnych komponentów powodują zmiany we właściwościach mechanicznych ścian naczyń [3, 14–17]. Zmiany miażdżycowe w różnym stopniu zaawansowania wpływają na stopień sprężystości aorty. Wzrost stopnia zaawansowania miażdżycy powoduje obniżenie mechanicznej wytrzymałości oraz wzrost sztywności ściany aorty brzusznej.

Wielu autorów opisuje w swoich pracach mechaniczne właściwości ścian aorty. Zmniejszenie sprężystości naczynia następuje wraz z wiekiem [2, 5, 11, 19]. Zgodnie z tymi doniesieniami sprężystość maleje także wraz ze wzrostem stopnia zaawansowania zmian miażdżycowych, które towarzyszą procesowi starzenia. Procesy miażdżycowe prowadzą do zmian strukturalnych i tym samym są przyczyną zmian właściwości mechanicznych ścian aorty. Poważne zmiany miażdżycowe prowadzą do wzrostu sztywności i zmniejszenia wytrzymałości mechanicznej aorty brzusznej.

Wnioski

Zarówno wytrzymałość mechaniczna, jak i umowny moduł Younga dla ścian aorty brzusznej są mniejsze w kierunku wzdłużnym niż w kierunku obwodowym i silnie zależą od struktury ściany naczyń. Zmiany strukturalne spowodowane przez miażdżycę prowadzą do znaczącego wzrostu sztywności i obniżenia wytrzymałości mechanicznej ścian aorty brzusznej.

Podziękowania

Praca jest finansowana przez Ministra Nauki i Szkolnictwa Wyższego (2 P05C 037 27).

5. Dobrin P. Vascular mechanics. In: Shepard JT, Abboud FM (eds) *Handbook of Physiology. Part I. Peripheral Circulation and Organ Blood Flow*. William R. Willkins, Baltimore 1983: 65–102
6. Groenink M, Langerak SE, Vanbode E et al (1999) The influence of aging and aortic stiffness on permanent dilation and breaking stress of the thoracic descending aorta. *Cardiovasc Res*, 43: 471–480.
7. Roach MR, Burton AC (1957) The reason for the shape of the distensibility curves of arteries. *Can J Biochem Physiol*, 35: 681–690.
8. Sonesson B, Lanne T, Vernersson E, Hansen F (1994) Sex difference in the mechanical properties of the abdominal aorta in human beings. *J Vasc Surg*, 29: 959–969.
9. Strandness DE Jr, Sumner DS (eds) (1975) *Hemodynamic for Surgeons*. Grune and Stratton, New York.
10. Apter JT, Rabinowits M, Cummings DH (1966) Correlation of viscoelastic properties of large arteries with microscopic structure. *Circ Res*, 19: 104–120.
11. Burton AC (1954) Relationship of structure to function of the tissues of the wall of blood vessels. *Physiol Rev*, 34: 619–642.
12. Glasgow S, Wito R, Giddens DP, Zarins CK (1992) Micro-architecture and composition of artery walls: relationship to location, diameter and the distribution of mechanical stress. *J Hypertens*, 10: 101–104.
13. Sonesson B, Hansen F, Stale H, Lanne T (1993) Compliance and diameter in the human abdominal aorta — the influence of age and sex. *Eur J Vasc Surg*, 7: 690–697.
14. Silna ES, Kolosa ESM, Rodrigues AJ et al (1999) Variation of infrarenal aortic diameter. A necropsy studies. *J Vasc Surg*, 29: 920–927.
15. Sonesson B, Vernersson E, Hansen F, Lanne T (1997) Influence of sympathetic stimulation on the mechanical properties of the aorta in humans. *Acta Physiol Scand*, 159: 139–145.
16. Valenta J (1993) *Clinical Aspects of Biomedicine. Vol 2. Valenta J (ed) Biomechanics*. Elsevier, New York: 150–164.
17. Volinsky H, Glagov S (1964) Structural basis for the static mechanical properties of the aortic media. *Circ Res*, 14: 400.
18. Nays F, Vanhuysse U, Langewonter G et al (1995) Elastic properties of human aortas in relation to age, and atherosclerosis, a structural model. *Phys Med Biol*, 40: 1577–1597.