

**Zaangażowanie Autorów**

A – Przygotowanie projektu badawczego  
B – Zbieranie danych  
C – Analiza statystyczna  
D – Interpretacja danych  
E – Przygotowanie manuskryptu  
F – Opracowanie piśmiennictwa  
G – Pozyskanie funduszy

**Author's Contribution**

A – Study Design  
B – Data Collection  
C – Statistical Analysis  
D – Data Interpretation  
E – Manuscript Preparation  
F – Literature Search  
G – Funds Collection

**Marek Kowalczyk<sup>1(A,B,C,D,E,F)</sup>, Andrzej Wall<sup>1(A,D)</sup>,  
Tomasz Turek<sup>2(B)</sup>, Mirosław Kulej<sup>1(D,E,F)</sup>,  
Krzysztof Ścigala<sup>3(B,C,D)</sup>, Jerzy Kawecki<sup>4(B)</sup>**

<sup>1</sup> Katedra i Klinika Ortopedii i Traumatologii Narządu Ruchu Akademii Medycznej, Wrocław

<sup>2</sup> Wrocławskie Centrum Medyczne, NZOZ „Skanmex”

<sup>3</sup> Zakład Inżynierii Biomedycznej i Mechaniki Eksperymentalnej, Instytutu Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn, Politechnika Wroclawska

<sup>4</sup> Katedra i Zakład Medycyny Sądowej Akademii Medycznej, Wrocław

<sup>1</sup> Department of Orthopaedics and Musculoskeletal Traumatology, Medical University, Wrocław, Poland

<sup>2</sup> Skanmex Medical Centre in Wrocław, Independent Health Care Centre, Poland

<sup>3</sup> Division of Biomedical Engineering and Experimental Mechanics, Institute of Machine Building and Use??, Wrocław University of Technology, Poland

<sup>4</sup> Department and Division of Forensic Medicine, Medical University, Wrocław, Poland

## **Badania tomografii komputerowej warstwy korowej kości piszczelowej w aspekcie oceny jej własności** *Computerized tomography evaluation of cortical bone properties in the tibia*

**Słowa kluczowe:** złamania trzonu piszczeli, osteoporoza, okołokostna apozycja, gęstość radiologiczna kości

**Key words:** tibia shaft fractures, osteoporosis, periosteal apposition, radiological bone density

### **STRESZCZENIE**

**Wstęp.** Złamania trzonu kości piszczelowej należą do jednych z najczęstszych złamań jednakże wraz z wiekiem nie wzrasta ich ilość. Możliwe jest, że osteoporotyczna resorpcja tkanki kostnej kompensowana jest przez okołokostną apozycję co poprawia właściwości mechaniczne kości. Celem pracy jest określenie korelacji pomiędzy parametrami geometrycznymi przekroju kości piszczelowej a gęstością radiologiczną tkanki kostnej na bazie badań tomograficznych.

**Materiał i metody.** Badaniu TK poddano 12 ludzkich preparatów kości piszczelowej. Na skanach poprzecznych zlokalizowanych na pograniczu 1/3 dalszej i 1/3 środkowej oznaczono radiologiczną gęstość warstwy korowej wyrażoną w jednostkach Hounsfielda. Dla każdego preparatu oznaczono procent powierzchni zajmowanej przez warstwę korową, średnią i maksymalną wartość radiologicznej gęstości warstwy korowej.

**Wyniki.** Stwierdzono spadek średniej radiologicznej gęstości warstwy korowej z wiekiem natomiast nie stwierdzono wzrostu powierzchni zajmowanej przez warstwę korową.

**Wnioski.** Badania nie potwierdzają bezpośrednio, że wraz z wiekiem osteoporotyczna resorpcja tkanki kostnej jest kompensowana przez odokostnową apozycję

### **SUMMARY**

**Background.** Tibia shaft fractures are among the most common fractures. However, the incidence of tibia fractures does not increase in the elderly. Osteoporotic bone resorption is possibly compensated for by periosteal apposition, which improves the mechanical properties of the bone. The purpose of this study was to identify a correlation between geometric indices of transverse bone scans and radiologic bone density based in CT studies.

**Material and methods.** 12 human cadaver tibiae were CT examined. Radiological density in Hounsfield units was evaluated in transverse bone scans taken at the junction of the distal and middle third of the tibial shaft. The average and maximum radiological density and area of cortical bone were evaluated.

**Results.** Average radiological bone density decreased with age. This was not accompanied by a corresponding increase in cortical bone area.

**Conclusion.** The study did not provide direct confirmation that age-related osteoporotic bone resorption is compensated for by periosteal apposition.

**Liczba słów/Word count:** 5110

**Tabele/Tables:** 4

**Ryciny/Figures:** 5

**Piśmiennictwo/References:** 23

Adres do korespondencji / Address for correspondence

lek. Marek Kowalczyk

Katedra i Klinika Ortopedii i Traumatologii Narządu Ruchu Akademii Medycznej

50-043 Wrocław, pl. Jana Pawła II 8, tel./fax: (0-71) 344-30-42; e-mail: marekkowalczyk1@gazeta.pl

Otrzymano / Received

13.12.2006 r.

Zaakceptowano / Accepted

04.02.2007 r.

## WSTĘP

Złamania kości podudzia stanowią około 15% wszystkich złamań i znajdują się na 3 miejscu po złamaniach kości przedramienia i kości nadgarstka [1]. Złamanie trzonu kości piszczelowej jest z kolei najczęstszym złamaniem trzonów kości długich [2,3,4]. Znaczna częstość występowania złamań trzonu kości piszczelowej, różnorodny mechanizm i morfologia tych złamań, współistniejące rozległe uszkodzenia tkanek miękkich i zaburzenia unaczynienia odłamów sprawiają, że nadal ok. 5% tych złamań prowadzi do zaburzeń zrostu kostnego.

Większość złamań trzonu kości piszczelowej powstaje z mechanizmu pośredniego, pod wpływem stosunkowo niedużej siły, lokalizując się najczęściej na pograniczu 1/3 środkowej i 1/3 dalszej, chociaż w ostatnich latach obserwuje się narastającą ilość złamań z mechanizmu bezpośredniego, będących następstwem urazów o dużej energii w przebiegu wypadków komunikacyjnych [3].

Powszechnie przyjmuje się, że w grupie ludzi starszych do złamań, niezależnie od lokalizacji, dochodzi częściej z powodu zmiany własności mechanicznych kości w następstwie osteoporozy.

Z badań epidemiologicznych [1,4], a także z własnych obserwacji klinicznych wynika, że złamania trzonu kości piszczelowej występują głównie u osób poniżej 40 roku życia, zwłaszcza u mężczyzn. W grupie osób starszych złamania w obrębie trzonu kości piszczelowej występują rzadziej, ale stosunkowo często przedstawiają bardziej złożony charakter, a do złamania najczęściej dochodzi w wyniku upadku na jednym poziomie [5].

Nieliczne publikacje na temat patomechanizmu złamań trzonu kości piszczelowej u starszych osób nie wyjaśniają przyczyn ich rzadszego występowania u ludzi w tej grupie wiekowej [6,7]. Jedynie Grutter w swoich badaniach nad patomechanizmem złamań trzonu kości piszczelowej u ludzi starszych podnosi, że osteoporotyczna resorpcja kości w obrębie trzonu kości piszczelowej jest kompensowana przez okołokostną apozycję tkanki kostnej, co poprawia własności mechaniczne kości piszczelowej i sprawia, że częstość złamań w obrębie trzonu kości piszczelowej u osób w starszym wieku nie wzrasta [8].

W naszych badaniach za Grutterem przyjęto hipotezę, że wzrost grubości warstwy korowej kości piszczelowej z wiekiem chorego powinien manifestować się przede wszystkim w miejscu najczęściej występujących złamań to jest na poziomie 1/3 środkowej i 1/3 dalszej trzonu kości piszczelowej.

Potwierdzenie tego założenia może z jednej strony przyczynić się do lepszego poznania patomechanizmu złamań trzonu kości piszczelowej u ludzi w starszym wieku, a z drugiej stanowić cenny przyczynek do wyjaśnienia zmian w strukturze trzonu kości piszczelowej w przebiegu osteoporozy.

Celem pracy jest określenie korelacji pomiędzy parametrami geometrycznymi przekroju kości piszczelowej a gęstością radiologiczną tkanki kostnej na bazie badań tomograficznych. Analizę prowadzono dla przekrojów na granicy 1/3 środkowej i 1/3 dalszej trzonu z uwzględnieniem następujących pomiarów:

## BACKGROUND

Fractures of shank bones constitute approximately 15% of all fractures, being the third most frequent fracture site after fractures of forearm and wrist bones [1]. Tibia shaft fracture is, in turn, the most common shaft fracture of long bones [2,3,4]. Bone healing disturbances are still seen in 5% of tibial shaft fractures due to such factors as high incidence of these fractures, diverse mechanism and morphology of such fractures as well as simultaneous extensive damage to soft tissues and impairment of vascular supply to bone fragments.

Most tibia shaft fractures are caused by an indirect mechanism following the application of a relatively insignificant force, with the most common location of the fracture being the junction of the middle and distal third of the tibia. However, in the last few years, an increasing number of fractures caused by a direct mechanism have been associated with high energy trauma sustained in traffic accidents [3].

It is commonly assumed that, due to osteoporosis-related changes in mechanical properties of the bones, elderly people are more prone to fractures, regardless of the fracture site.

Epidemiological studies and our own clinical experience indicate that tibia shaft fractures are mainly seen in people below 40 years of age, particularly men. The incidence of tibia shaft fractures among elderly people is lower, but relatively often they are more complex and occur as a result of a fall at ground level [5].

The few available publications on the pathomechanism of tibia shaft fractures in elderly people do not explain the reasons for their lower incidence in this age group [6,7]. Only Grutter, in his study on the pathomechanism of tibia shaft fractures in elderly people, claims that osteoporotic bone resorption in the tibia shaft is compensated for by periosteal apposition of osseous tissue, which improves mechanical properties of the tibia and is the reason why the incidence of tibia shaft fractures does not increase in elderly people [8].

Following Grutter, we assumed that age-related thickening of cortical bone of the tibia should be visible mainly at the site of the most common fractures, i.e. at the junction of the middle and distal third of the tibia shaft.

A confirmation of this hypothesis can contribute to a better understanding of the pathomechanism of tibia shaft fractures in elderly people, while also representing a valuable contribution to research on osteoporosis-related structural changes in the tibial shaft.

The aim of the study was to identify a correlation between geometric indices calculated for transverse bone scans and CT-based radiological bone density. Transverse scans taken at the junction of the middle and distal third of the tibia shaft were analysed. The following measurements were taken into account:

1. mean radiological density of cortical bone
2. maximum radiological density of cortical bone
3. area occupied by cortical bone on transverse bone scans

1. średniej radiologicznej gęstości warstwy korowej
2. maksymalnej radiologicznej gęstości warstwy korowej
3. wielkości powierzchni zajmowanej przez warstwę korową na przekroju poprzecznym kości

Zgodnie z przyjętą hipotezą w badaniu TK w płaszczyźnie poprzecznej trzonu kości piszczelowej zmniejszająca się radiologiczna gęstość warstwy korowej powinna być kompensowana przez wzrost grubości warstwy korowej.

## MATERIAŁ I METODY

Praca została zrealizowana w ramach projektu badawczego „Badania właściwości mechanicznych struktur tkanekowych”, który uzyskał pozytywną opinię Komisji Bioetycznej Nr KB-704/2003 w dniu 15 maja 2003.

Przedmiot badań stanowi 12 preparatów kości piszczelowej pochodzących z Zakładu Medycyny Sądowej Akademii Medycznej we Wrocławiu. Preparaty kości po oczyszczeniu z tkanek miękkich zostały zamrożone w temperaturze  $-18^{\circ}\text{C}$ . W badanym materiale było 9 kości piszczelowych pochodzących od mężczyzn i 3 od kobiet. Średnia wieku osób zmarłych od których pozyskano kości piszczelowe wynosiła 61,5 lat. Najstarszy preparat kości piszczelowej pozyskany był od kobiety mającej 83 lata.

Opis materiału poddanego badaniu TK przedstawia Tabela 1.

Badania wykonano na tomografie komputerowym Somatom plus 4 firmy Siemens. Badano 1/3 środkową i 1/3 dalszą kości dokonując wizualizacji jej przekrojów poprzecznych co 2 mm. Następnie spośród uzyskanych obrazów na podstawie obrazu pilotowego wybrano 2 przekroje poprzeczne kości zlokalizowane dokładnie na pograniczu 1/3 środkowej i 1/3 dalszej długości trzonu kości piszczelowej. Obrazy te, wizualizując wycinki poprzeczne kości o grubości 4 mm, poddano analizie przy pomocy programu komputerowego Volume Viewer na stacji roboczej Advantage Workstation AW4.2 firmy General Electric wykorzystując funkcje „Histogram”.

Gęstość radiologiczną wyrażono w jednostkach Hounsfielda (HU). Przyjęto minimalną radiologiczną gęstość warstwy korowej na poziomie 1500 HU [9].

According to our hypothesis, a transverse CT scan of the tibia shaft should demonstrate that decreased radiological density is compensated for by thickening of cortical bone.

## MATERIAL AND METHODS

The study was carried out within the research project "Studies on mechanical properties of tissue structures", approved by the Bioethical Review Board (No. KB-704/2003, 15th May 2003).

Twelve cadaver tibiae provided by the Department of Forensic Medicine at Wrocław Medical University were examined. The 9 male and 3 female tibiae were cleared of soft tissues and subsequently frozen at a temperature of  $-18^{\circ}\text{C}$ . The mean age of the cadaveric donors was 61.5 years. The oldest cadaver tibia was obtained from an 83-year-old woman.

Salient characteristics of the tibiae are shown in Table 1.

CT scans were performed on a Siemens Somatom Plus 4 scanner. The middle third and distal third of the tibia were examined with transverse scans taken every 2 mm. A pilot image was then used to select two transverse scans located exactly at the junction between the middle third and the distal third of the tibia shaft. The images, visualizing 4-mm thick transverse segments of bone, were examined using Volume Viewer software installed on a General Electric AW4.2 Advantage Workstation. The "Histogram" function was used.

Radiological density was expressed in Hounsfield units (HU). Minimum radiological density of cortical bone was set at 1500 HU [9].

A sample transverse CT tibia shaft scan is shown in Figure 1. A typical graph presenting the distribution of radiological density of a transverse tibia shaft scan is shown in Figure 2. The X-axis presents mean radiological density in Hounsfield units, while the Y-axis presents the percentage of transverse scan area occupied by cortical bone.

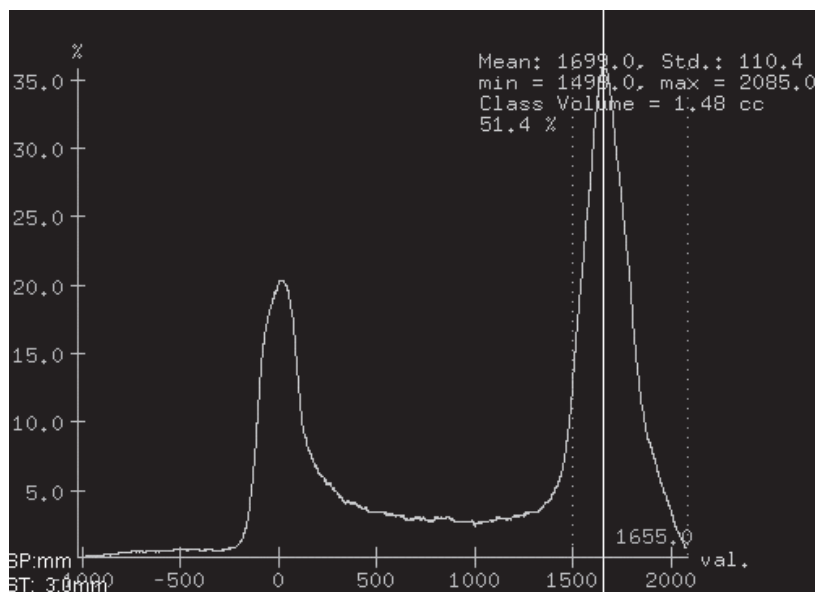
Tab. 1. Opis materiału poddanego badaniu tomografii komputerowej

Tab. 1. Description of samples examined by computerized tomography

Numer badanego materiału / Sample No.	Płeć / Sex Mężczyzna / Male Kobieta / Female	Wiek / Age	Strona / Side Prawa / Right, Lewa / Left
1	M / M	40	P/R
2	K / F	47	P/R
3	M / M	48	L/L
4	M / M	50	L/L
5	M / M	55	L/L
6	M / M	55	L/L
7	K / F	65	P/R
8	M / M	69	L/L
9	M / M	74	L/L
10	M / M	76	L/L
11	M / M	77	P/R
12	K / F	83	L/L



Ryc. 1. Tomografia komputerowa 1/3 środkowej i 1/3 dalszej trzonu kości piszczelowej – preparat nr 6  
Fig. 1. Computerized tomography of the middle and distal thirds of the tibial shaft – sample number 6



Ryc. 2. Rozkład gęstości radiologicznej przedstawionego na ryc. 1. obrazu tomografii komputerowej przekroju poprzecznego trzonu kości piszczelowej – preparat nr 6  
Fig. 2. Distribution of the radiological density presented in Figure 1. A CT scan of a transverse section of the tibia – sample number 6

Przykładowy obraz przekroju poprzecznego trzonu kości piszczelowej uzyskany w tomografii komputerowej przedstawia Rycina 1, a typowy wykres rozkładu gęstości radiologicznej przekroju poprzecznego trzonu kości piszczelowej przedstawia Rycina 2. Na osi X – przedstawione są średnie gęstości radiologiczne w jednostkach Hounsfielda, a na osi Y – odsetek powierzchni przekroju poprzecznego trzonu kości piszczelowej, który stanowiła warstwa korowa.

Tab. 2. Wyniki pomiarów średniej radiologicznej gęstości warstwy korowej badanych preparatów  
 Tab. 2. Measurements of mean radiological density of cortical bone in the cadaver tibiae

Numer badanego materiału / Sample No.	Wiek w latach / Age (years) (M – mężczyzna / male, K – kobieta/female )	Średnia radiologiczna gęstość warstwy korowej [HU] / Mean radiological density of cortical bone
1	40 M/M	1712
2	47 K/F	1663
3	48 M/M	1731
4	50 M/M	1724
5	55 M/M	1725
6	55 M/M	1699
7	65 K/F	1619
8	69 M/M	1672
9	74 M/M	1656
10	76 M/M	1681
11	77 M/M	1659
12	83 K/F	1652

## WYNIKI

### *Ocena średniej radiologicznej gęstości warstwy korowej*

W przeprowadzonych badaniach najniższą średnią radiologiczną gęstość warstwy korowej rzędu 1619 HU stwierdzono w preparacie kości piszczelowej 65 letniej kobiety, a najwyższą 1731 HU u 48 letniego mężczyzny. Średnia gęstość radiologiczna warstwy korowej w badanych preparatach wynosiła 1682 HU, dla preparatów uzyskanych od kobiet 1644 HU, a dla preparatów uzyskanych od mężczyzn 1695 HU. Widoczny jest spadek średniej gęstości warstwy korowej z wiekiem, a zwłaszcza po 55 roku życia.

Wyniki pomiarów średniej radiologicznej gęstości warstwy korowej badanych preparatów przedstawiają Tabela 2. i Rycina 3.

### *Ocena maksymalnej radiologicznej gęstości warstwy korowej*

Najwyższą maksymalną radiologiczną gęstość warstwy korowej rzędu 2122 HU stwierdzono w preparacie kości piszczelowej pochodzącym od 55 letniego mężczyzny, natomiast u kobiet najwyższą wartością było 1944 HU, którą stwierdzono u 65 letniej kobiety. Najniższą maksymalną radiologiczną gęstość warstwy korowej o wartości 1809 HU stwierdzono w preparacie kości piszczelowej pochodzącym od 83 letniej kobiety. Stwierdzono spadek maksymalnej średniej wartości gęstości warstwy korowej z wiekiem osobników, od których pobrano preparat. Wyniki pomiarów maksymalnej radiologicznej gęstości warstwy korowej badanych preparatów przedstawiają Tabela 3 i Rycina 4.

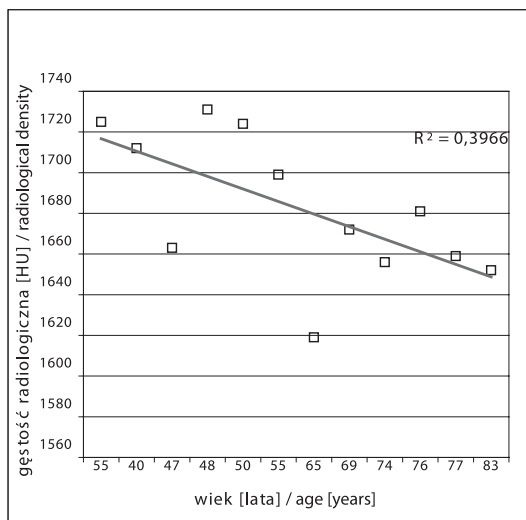
## RESULTS

### *Assessment of mean radiological density of cortical bone*

The lowest mean radiological density of 1619 HU was seen in the cadaver tibia of a 65-year-old woman, with the highest mean density of 1731 HU revealed in a 48-year-old man. The mean overall radiological density of cortical bone was 1682 HU, amounting to 1644 HU in women and 1695 HU in men. The mean radiological density of cortical bone was observed to decrease with age, particularly above the age of 55 years. The results of measurements of mean radiological density of cortical bone of the cadaver tibiae are shown in Table 2 and in Figure 3.

### *Assessment of maximum radiological density of cortical bone*

The highest maximum radiological density of 2122 HU was observed in the cadaver tibia of a 55-year-old man, whereas the highest value in a female tibia was 1944 HU, in a 65-year-old woman. The lowest maximum radiological density of cortical bone was 1809 HU in the cadaver tibia of an 83-year-old woman. Maximum mean radiological density of cortical bone was observed to decrease with age in the sample. The results of measurements of maximum radiological density of cortical bone of the cadaver tibiae are shown in Table 3 and in Figure 4.



Ryc. 3. Średnia radiologiczna gęstość warstwy korowej kości piszczelowej w zależności od wieku pacjenta  
 Fig. 3. Mean radiological density of tibial cortical bone in relation to patient age

Tab. 3. Wyniki pomiarów maksymalnej radiologicznej gęstości warstwy korowej  
 Tab. 3. Maximum radiological density of cortical bone of the cadaver tibiae

Numer badanego materiału / Sample No.	Wiek (w latach) / Age (years), (M – mężczyzna / male, K – kobieta/female)	Maksymalna gęstość radiologiczna warstwy korowej [HU] / Maximum radiological density of cortical bone
1	40 M/M	2083
2	47 K/F	1813
3	48 M/M	2043
4	50 MM	2109
5	55 M/M	2122
6	55 MM	2085
7	65 K/F	1944
8	69 M/M	2085
9	74 M/M	1950
10	76 M/M	2062
11	77 M/M	1875
12	83 K/F	1809

**Ocena wielkości powierzchni zajmowanej przez warstwę korową**

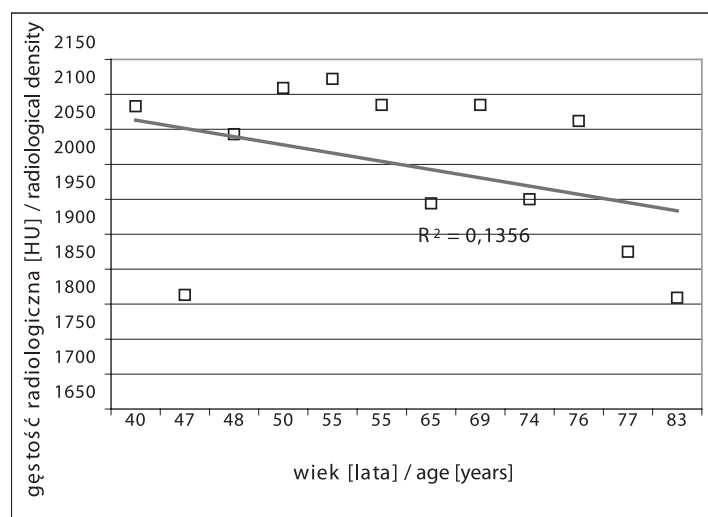
Największy procentowy wskaźnik powierzchni wynoszący 59,8% zajmowanej przez warstwę korową stwierdzono u 77 letniego mężczyzny, najmniejszy 25,4 % u 65 letniej kobiety. Nie stwierdza się wyraźnego spadku wielkości powierzchni zajmowanej przez warstwę korową z wiekiem. W preparatach pochodzących od osób powyżej 55 roku życia stwierdza się większe zróżnicowanie wielkości powierzchni zajmowanej przez warstwę korową niż preparatach pochodzących od ludzi młodszych.

Wyniki pomiarów wielkości powierzchni warstwy korowej badanych preparatów przedstawiają Tabela 4 i Rycina 5.

**Assessment of cortical bone area**

The highest percentage of cortical bone area, amounting to 59.8%, was observed in a 77-year-old man, with the lowest percentage area of 25.4% observed in a 65-year-old woman. There was no considerable age-related reduction in cortical bone area. There were greater differences in cortical bone area in the tibiae obtained from subjects above 55 years of age than in those obtained from younger subjects.

The results of measurements of cortical bone area of the cadaver tibiae are shown in Table 4 and in Figure 5.



Ryc. 4. Maksymalna radiologiczna gęstość warstwy korowej w zależności od wieku  
 Fig. 4. Maximum cortical bone radiological density by age

## DYSKUSJA

Badanie TK, a przede wszystkim ilościowa tomografia komputerowa kości piszczelowej jest obecnie najodpowiedniejszą bezinwazyjną techniką badania pozwalającą na ocenę struktury i gęstości kości [10]. Metodą niewiele ustępującą badaniu TK jest ilościowe badanie ultrasonograficzne, które ze względu na dużą korelację szybkości rozchodzenia się fali ultradźwiękowej i gęstości kostnej pozwala również dość precyzyjnie ocenić właściwości biomechaniczne kości piszczelowej [11].

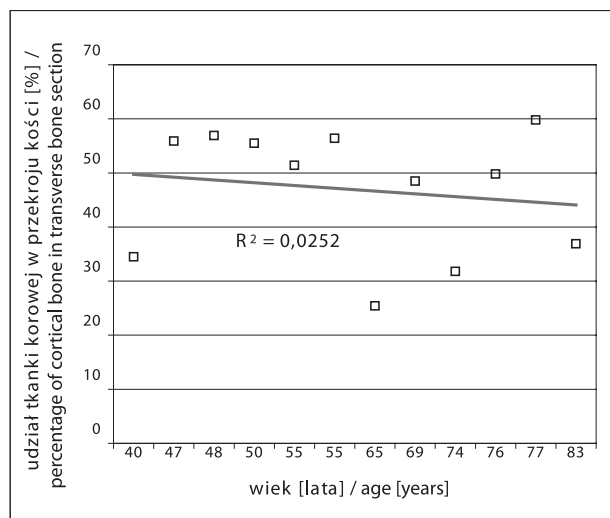
## DISCUSSION

A CT scan, particularly a quantitative CT scan of the tibia, is currently the most suitable non-invasive method enabling the examination of structure and density of bones [10]. Quantitative ultrasound is almost as effective as a CT examination. It also ensures adequate accuracy of evaluation of biomechanical properties of the tibia thanks to the high correlation between the speed of propagation of ultrasound waves and bone density [11].

Tab. 4. Wyniki pomiarów wielkości powierzchni zajmowanej przez warstwę korową wyrażonej jako % całkowitej powierzchni przekroju poprzecznego trzonu kości piszczelowej

Tab. 4. Cortical bone area as percentage of total area of tibia shaft in transverse section

Numer badanego materiału / Sample No.	Wiek (w latach) / Age (years), (M – mężczyzna / male, K – kobieta/female)	Maksymalna gęstość radiologiczna warstwy korowej [HU] / Maximum radiological density of cortical bone
1	40 M/M	2083
2	47 K/F	1813
3	48 M/M	2043
4	50 MM	2109
5	55 M/M	2122
6	55 MM	2085
7	65 K/F	1944
8	69 M/M	2085
9	74 M/M	1950
10	76 M/M	2062
11	77 M/M	1875
12	83 K/F	1809



Ryc. 5. Wielkości powierzchni zajmowanej przez warstwę korową wyrażonej jako % całkowitej powierzchni przekroju poprzecznego trzonu kości piszczelowej w zależności od wieku

Fig. 5. The surface area of cortical bone as percentage of total tranverse tibia shaft area in relation to age

Do oceny właściwości struktury warstwy korowej kości piszczelowej posłużono się skalą Hounsfielda. Wyraża ona średni współczynnik osłabienia promieniowa w elemencie objętości tkanki leżącym w obrazowanej warstwie. Zdefiniowana ona jest jako:

$$H = 1000 (\mu - \mu_w) / (\mu_w - \mu_p)$$

$\mu$  – jednostka przepuszczalności radiologicznej badanej struktury,

$\mu_w$  – jednostka przepuszczalności radiologicznej wody obecnie przyjmuje się wartość 0

$\mu_p$  – jednostka przepuszczalności radiologicznej powietrza obecnie przyjmuje się wartość -1000 [9].

W pracy przyjęto minimalną radiologiczną gęstość warstwy korowej na poziomie 1500 HU. Taka wartość pozwala mieć pewność, że oceniana jest warstwa korowa kości piszczelowej [9].

W przeprowadzonych badaniach stwierdziliśmy spadek, zarówno średniej, jak i maksymalnej gęstości radiologicznej warstwy korowej, w miejscu najczęściej występujących złamań trzonu kości piszczelowej wraz z wiekiem osobnika, od którego pochodził dany preparat.

W świetle badań Bentzen'a [12], Hvid'a [13], Sievanen'a [14] istnieje duża zależność pomiędzy radiologiczną gęstością warstwy korowej wyrażoną w jednostkach Hounsfielda a rzeczywistą gęstością mineralną kości. Zależność ta wyraża się współczynnikiem korelacji równym 0,93. Spadek wartości gęstości radiologicznej, czyli gęstości mineralnej warstwy korowej kości, oznacza zwiększenie porowatości tkanki kostnej, co w sposób istotny wpływa na zmniejszenie wytrzymałości na skręcanie [15]. Jednak wg Yeni i wsp. [16] zależność ta nie jest w pełni liniowa i przy dużej porowatości jest mniej wyraźna, a w przypadku kości piszczelowej wpływ porowatości na jej wytrzymałość jest mniejszy niż w kości udowej.

Większość preparatów pochodziła od mężczyzn, co nie pozwoliło na późniejszą ocenę statystyczną wyników

The Hounsfield scale was used to evaluate the structural properties of cortical bone in the tibia. The scale expresses a mean radiation attenuation coefficient in the unit of tissue volume visualised in the slice imaged. It is defined as follows:

$$H = 1000 (\mu - \mu_w) / (\mu_w - \mu_p)$$

$\mu$  – attenuation coefficient for the structure examined

$\mu_w$  – attenuation coefficient for water, its current value is 0  
 $\mu_p$  – attenuation coefficient for air; its current value is -1000 [9].

Minimum radiological density of cortical bone was set at 1500 HU to ensure that only tibia cortical bone was assessed [9].

Our results revealed an age-related reduction in both mean and maximum radiological density of cortical bone at the most common sites of tibia shaft fractures.

In the light of data obtained by Bentzen [12], Hvid [13] and Sievanen [14], there is a close correlation between radiological density of cortical bone expressed in Hounsfield units and real mineral density of bones. This correlation is reflected by a correlation coefficient of 0.93. A decrease in radiological density, i.e. mineral density of cortical bone, means that the osseous tissue is more porous, which considerably reduces its strength, especially torsional strength [15]. However, Yeni et al. [16] suggest that this is not a fully linear correlation and it is less clear in the presence of considerable bone porosity. The effect of porosity on strength is smaller in the case of the tibia than in the case of the femur.

The majority of the cadaver tibiae in our study were obtained from men, which made it impossible to carry out a statistical subgroup analysis of the results by gender. However, studies of other authors demonstrate that higher mineral density of osseous tissue should be expected in cadaver tibiae obtained from men [17].

Our study did not show a correlation between the area occupied by cortical bone on transverse scans and the age



w odniesieniu do płci. Jak pokazują jednak badania innych autorów należy się spodziewać większej gęstości mineralnej tkanki kostnej w preparatach kości pochodzących od mężczyzn [17].

W naszych badaniach nie zaobserwowano jednak zależności pomiędzy wielkością powierzchni warstwy korowej na przekrojach poprzecznych a wiekiem osobników, od których pochodziły badane preparaty kości piszczelowej. Spostrzeżenie to pozwala na stwierdzenie, że endostalna resorpcja kostna w trzonie kości piszczelowej nie jest kompensowana przez odokostnową apozycję kostną.

Z badań epidemiologicznych wynika, że główną przyczyną złamań trzonu kości piszczelowej u ludzi młodych jest upadek podczas uprawiania sportu i wypadek komunikacyjny, czyli uraz o dużej energii, a u ludzi starszych upadek na tym samym poziomie. Większość złamań trzonu kości piszczelowej będących wynikiem upadku to złamania powstałe po wpływie działania stosunkowo niedużych sił. Wytrzymałość mechaniczna kości piszczelowej na siły skręcające i zginające zależy od kształtu, średnicy i rozkładu gęstości tkanki kostnej na przekrojach poprzecznych. Prawie 75% złamań kości piszczelowej jest wynikiem działania sił skrętnych i zginających [18].

Zdaniem Grutter'a [8], z powodu odokostnowej apozycji kostnej w przebiegu osteoporozy kości piszczelowej, wytrzymałość tkanki kostnej jest zachowana ponieważ wytrzymałość ta na siły skrętne jest zależna liniowo od powierzchni przekroju poprzecznego trzonu kości piszczelowej [18].

Wyniki przeprowadzonych badań własnych nie potwierdzają tego twierdzenia. Wzrost ciężkości złamań kości piszczelowej występujący u ludzi starszych może być spowodowany przewagą procesów osteoklastycznych nad osteoblastycznymi, które zmniejszają zdolność beleczek kostnych do pochłaniania energii.

W rozważaniach nad przyczynami spadku częstości występowania złamań trzonu kości piszczelowej u starszych osób [1,4,19], nie można pominąć również innych czynników, poza własnościami mechanicznymi kości korowej, mogących wpływać na taki stan rzeczy.

Jednym z nich, pośrednio mogącym wpływać na przedstawioną sytuację epidemiologiczną, może być gwałtowny wzrost odsetka upadków u chorych w podeszłym wieku skutkujących złamaniem części bliższej kości udowej [19,20]. W związku z powyższym w tej grupie wiekowej może rzadziej dochodzić do złamań trzonu kości piszczelowej, ze względu na obecność w obrębie kończyny dolnej innych miejsc o niższej wytrzymałości mechanicznej.

Nie bez wpływu na omawianą kwestię może okazać się również odmienny mechanizm, w jakim dochodzi do upadków u osób w różnych grupach wiekowych. Zaburzenia równowagi, widzenia, koordynacji nerwowo-mięśniowej i krążenia to tylko niektóre czynniki wpływające na wzrastającą z wiekiem częstość upadków na jednym poziomie. [20,21,22] Osoby młodsze, aktywne, z lepszą koordynacją nerwowo-mięśniową, dzięki krótszemu czasowi reakcji, podczas upadku są zdolne do ochronnego podparcia upadającego ciała kończyną górną. Odruch ten powoduje zmniejszenie sił działających bezpośrednio na staw

of the subjects from whom the cadaver tibiae had been obtained. This observation leads to the conclusion that endosteal bone resorption in the tibia shaft is not compensated for by periosteal apposition.

Epidemiological studies show that tibia shaft fractures in young people are mostly due to falls during a sporting activity or traffic accidents, i.e. high energy traumas, whereas in elderly people fractures are usually caused by a fall at ground level. The majority of tibia shaft fractures following a fall are caused by a relatively insignificant force. Mechanical resistance of the tibia to torsional and bending forces depends on the shape, diameter and density distribution of osseous tissue on transverse scans. Nearly 75% of tibial fractures are caused by torsional and bending forces [18].

According to Grutter [8], the resistance of osseous tissue in the course of tibial osteoporosis is maintained due to periosteal apposition. Resistance to torsional forces is linearly dependent on the area of a transverse scan of the tibia shaft [18].

The results of the present study do not confirm this thesis. Increased severity of tibia shaft fractures in elderly people can be associated with the fact that osteoclastic activity exceeds osteoblastic activity, with the former being responsible for a decreased ability of the trabeculae to absorb energy.

A discussion of the causes underlying a lower incidence of tibia shaft fractures in elderly people [1,4,19] must not fail to account for other factors which can influence this correlation apart from mechanical properties of cortical bone.

The epidemiological differences in the elderly population may also be indirectly due to a sharp increase in the percentage of falls in elderly patients resulting in a proximal femur fracture [19, 20]. Therefore, tibia shaft fractures in this age group may occur more rarely due to the presence of other locations having lower mechanical resistance within the lower extremity.

Different mechanisms associated with falls in different age groups may also prove important with respect to the issue in question. Disturbances of balance, vision, neuromuscular coordination and circulation are only some of the factors affecting an age-related increase in the incidence of falls at ground level [20,21,22]. Younger, active people who have better neuromuscular coordination and shorter reaction times are able to support the falling body with the upper extremity. This reflex reduces forces acting directly on the hip joint, decreasing the risk of proximal femur fractures. At the same time, the risk of fractures of the shaft of the distal radius is increased [22,23]. In literature, there are no reports of studies describing similar correlations for tibia shaft fractures. However, we cannot rule out that they exist and affect the epidemiological situation.

The results of the study confirm the need for further investigations of tibia shaft resistance with particular attention to the significance of torsional and bending forces for the pathomechanism of tibia shaft fractures.

biodrowy zmniejszając ryzyko złamań w obrębie bliższej części kości udowej, przyczyniając się jednocześnie do wzrostu ryzyka złamań w obrębie nasady dalszej kości promieniowej [22,23]. W piśmiennictwie brakuje wyników badań nad podobnymi zależnościami dla złamań trzonu kości piszczelowej, ale nie można wykluczyć ich istnienia i wpływu na omawianą sytuację epidemiologiczną.

Wyniki przeprowadzonych badań uzasadniają potrzebę podjęcia dalszych prac nad wytrzymałością trzonu kości piszczelowej, ze szczególnym uwzględnieniem znaczenia sił skręcających i zginających w patomechanizmie złamania trzonu kości piszczelowej.

## WNIOSKI

1. Wraz z wiekiem następuje spadek gęstości mineralnej warstwy korowej kości piszczelowej.
2. Wielkość powierzchni zajmowanej przez warstwę korową kości piszczelowej nie zmienia się wyraźnie z wiekiem.
3. Brak wzrostu, a wręcz nieznaczny spadek wielkości powierzchni warstwy korowej w obrębie trzonu kości piszczelowej z wiekiem, przy równoczesnym spadku radiologicznej gęstości warstwy korowej wskazuje, że osteoporotyczna resorpcja nie jest kompensowana przez odokostnową apozycję.
4. Obserwowany spadek częstości występowania złamań trzonu kości piszczelowej wraz z wiekiem, pomimo zmniejszania się gęstości mineralnej warstwy korowej tej kości, może wynikać z bardziej złożonego patomechanizmu złamań kości piszczelowej, z udziałem czynników nie związanych bezpośrednio z wytrzymałością mechaniczną kości.

## CONCLUSIONS

1. The mineral density of cortical bone of the tibia decreases with age.
2. The area of cortical bone of the tibia does not change considerably with age.
3. The area of cortical bone in the tibia shaft does not increase with age. There is actually a slight decrease. At the same time, radiological density of cortical bone also decreases. These findings indicate that osteoporotic bone resorption is compensated for by periosteal apposition.
4. Age-related reduction in the incidence of tibia shaft fractures, despite decreased mineral density of tibia cortical bone, may result from a more complex pathomechanism of tibia fractures, involving factors not related directly to mechanical resistance.

## PIŚMIENNICTWO

1. Van Staa TP, Dennison EM, Leufkens HGM, Cooper C. Epidemiology of fractures in England and Wales. *Bone* 2001; 29: 517-522
2. Emami A. Tibial shaft fractures: an epidemiological and clinical study: [doctoral dissertation] / by; Uppsala University. *Acta Universitatis Upsaliensis*, 1998
3. Green DP, Rockwood C, Buchholz RW, Heckman JD. *Rockwood and Green's Fractures Adults*, 4th edition. Lippincott Williams & Wilkins, 1996
4. Singer BR, McLauchlan GJ, Robinson CM, Christie J. Epidemiology of fractures in 15,000 adults: the influence of age and gender. *J Bone Joint Surg Br.* 1998 Mar; 80 (2): 243-8
5. Court-Brown CM, McBirn J. The epidemiology of tibial fractures. *J Bone Joint Surg Br.* 1995; 77B: 417-421
6. Cordey J. A biomechanical theory of osteoporosis. Adaptation to strain under endosteal resorption or periosteal apposition?. *Book of abstracts, 10th Conference of the European Society of Biomechanics*, 1996: 107
7. Grutter R, Cordey J, Koller B, Wahl D. Torsional strength of human cadaver tibiae. The size is more important than the degree of osteoporosis?. *Book of abstracts, 10th Conference of the European Society of Biomechanics*, 1996: 106
8. Grutter R, Cordey J, Wahl D, Koller B, Regazzoni P. A biomechanical enigma: why are tibial fractures not more frequent in the elderly?. *Injury* 2000; 31: Suppl 3: C72-7
9. Prokop M, Galanski M. *Spiral and Multislice Computed Tomography of the Body*. Georg Thieme Verlag: 2003. str. 5-6
10. Findlay SC, Eastell R, Ingle B. Measurement of Bone Adjacent to Tibial Shaft Fracture. *Osteoporos Int* 2002; 13: 980-989
11. Lee SC, Coan BS, Boussein ML. Tibial ultrasound velocity measured in situ predicts the material properties of tibial cortical bone. *Bone* 1997; 21: 119-25
12. Bentzen SM, Hvid I, Jorgensen J. Mechanical strength of tibial trabecular bone evaluated by Xray computed tomography. *J Biomechanics* 1987; 20; 743-752
13. Hvid S, Bentzen M, Linde F, Mosekilde L, Pongsoipetch B. X-ray quantitative computer tomography: the relations to physical properties of proximal tibial trabecular bone specimens. *J Biomechanics* 1989; 22: 837-844
14. Sievanen H. A physical model for dual-energy x-ray absorptiometry-derived bone mineral density. *Invest Radiol* 2000; 35: 325-330

15. Behiri JC, Bonfield W. Fracture mechanics of bone – the effects of density, specimen thickness and crack velocity on longitudinal fracture. *J Biomech* 1984; 17: 25-34
16. Yeni YN, Brown CU, Wang Z, Norman TL. The influence of Bone Morphology on Fracture Toughness of the Human Femur and Tibia. *Bone* 1997; 21: 453-459
17. Trompl AM, Smit JH, Deeg1 DJH, Lips LP. Quantitative Ultrasound Measurements of the Tibia and Calcaneus in Comparison with DXA Measurements at Various Skeletal Sites. *Osteoporos Int* 1999; 9: 230-235
18. Cordey J, Grutter R, Johner L. The mechanical strength of bones in torsion Application to human tibiae. *Injury* 2000; 31; Suppl: C68-71
19. O'Neill TW, Roy DK. How many people develop fractures with what outcome?. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 2005 Dec; 19 (6): 879-95
20. Cummings SR, Melton LJ. Epidemiology and outcomes of osteoporotic fractures. *Lancet* 2002 May 18; 359 (9319): 1761-7
21. Schwartz AV, Kelsey JL, Sidney S, Grisso JA. Characteristics of Falls and Risk of Hip Fracture in Elderly Men. *Osteoporos Int* 1998 8: 240-246
22. Cummings SR, Nevitt MC. A hypothesis: the causes of hip fractures. *J Gerontol Med Sci* 1989; 44: M107-11
23. Graff S, Jupiter J. Fracture of the distal radius: classification of treatment and indications for external fixation. *Injury* 1994; 25 Suppl 4: S-D14-25.