

ZASTOSOWANIE TOMOGRAFII KOMPUTEROWEJ W OCENIE MORFOMETRYCZNEJ KRĘGOSŁUPA SZYJNEGO POD KĄTEM BIO-STABILIZACJI

LECHOSŁAW F. CIUPIK, AGNIESZKA KIERZKOWSKA,
PRZEMYSŁAW JACEK

INSTYTUT BIOINŻYNIERII I MEDYCZNYCH TECHNOLOGII (IBEMT),
LFC, ZIELONA GÓRA
E-MAIL: IBEM@LFC.COM.PL

Słowa kluczowe: kręgosłup, bio-stabilizacja, masyw boczny, morfometria, tomografia komputerowa

[*Inżynieria Biomateriałów, 106-108, (2011), 89-94*]

Wprowadzenie

Tkanka kostna jest materiałem kompozytowym ze zróżnicowanymi stałymi i ciekłymi fazami, składającego się z substancji nieorganicznych i składników organicznych. Makroskopowo tkanka kostna występuje w dwóch formach o odmiennych własnościach wytrzymałościowych: twardej i wytrzymałej istoty zbitiej o porowatości do 10% tworzącej zorientowane struktury oraz lekkiej i kruchej istoty gąbczastej o porowatości do 90% zbudowanej z luźno utkanych beleczek kostnych [1-3]. Stosunek obu form w poszczególnych elementach kostnych jest różny i zależy od stanu obciążeń oraz pełnionej funkcji.

W leczeniu dysfunkcji układu kostnego (urazy i schorzenia) stosowane są różnego typu wyroby medyczne/implanty o odmiennej budowie, funkcji, rodzaju oddziaływania na tkanki, które w warunkach biologicznych tworzą bio-stabilizację. W implantologii kręgosłupa wyróżnia się grupy stabilizatorów o odmiennej współpracy z tkanką kostną:

- 1) bio-stabilizacje mocowane „za kość” z elementami zaczepowymi w postaci haków, obejm, taśmy i drutu ortopedycznego;
- 2) bio-stabilizacje sytuowane pomiędzy elementami kostnymi, tzw. elementy dystansowe – „spacer”, np. protezy dysków i trzonów;
- 3) bio-stabilizacje mocowane „w kości” z elementami zaczepowymi w postaci np. śrub, kotwic.

O powodzeniu bio-stabilizacji w znaczącym stopniu decyduje „jakość” tkanki kostnej w obszarze współpracy z implantem powiązana z cechami konstrukcyjnymi implantu i techniką jego instalacji. Jest to czynnik szczególnie trudny do identyfikacji w przypadku kręgosłupa, stanowiącego zróżnicowany system pod względem cech anatomiczno-geometrycznych i właściwości wytrzymałościowych; TABELA 1 i 2 [4-6].

Pewność bio-stabilizacji to odpowiednie powiązanie typu implantu z własnościami kości pod względem mechanicznym i anatomiczno-geometrycznym.

Celem pracy jest ocena/identyfikacja morfometryczna masywów bocznych na preparatach kręgosłupa szyjnego, prowadzona w oparciu o analizy 3D z wykorzystaniem tomografii CT, pod kątem zastosowania implantu w postaci kotwicy w bio-stabilizacji kotwicznej typu „w kość” w metodzie O·C·A·M/DERO; RYS. 1 [7,8].

APPLICATION OF COMPUTED TOMOGRAPHY IN MORPHOMETRIC EVALUATION OF CERVICAL SPINE IN TERMS OF BIO-STABILIZATION

LECHOSŁAW F. CIUPIK, AGNIESZKA KIERZKOWSKA,
PRZEMYSŁAW JACEK

INSTITUTE OF BIOENGINEERING AND MEDICAL TECHNOLOGIES (IBEMT),
LFC, ZIELONA GÓRA
E-MAIL: IBEM@LFC.COM.PL

Keywords: spine, bio-stabilization, lateral mass, morphometry, computed tomography

[*Engineering of Biomaterials, 106-108, (2011), 89-94*]

Introduction

Bone is a composite material with diverse solid and liquid phases, consisting of inorganic and organic substances. Macroscopically bone tissue occurs in two forms, with different strength properties: hard and resistant compact bone with porosity up to 10%, forming oriented structures and a light and fragile trabecular bone with porosity up to 90% built from loosely woven bone trabeculae [1-3]. The ratio of both forms in individual bony elements is different and depends on the state of loads and fulfilled function.

In a treatment of skeletal system (trauma and leisure), many types of medical devices/implants are used, with different constructions, functions, types of influence on tissues, which in biological conditions creates bio-stabilization. In spinal implantology, groups of stabilizers with different cooperation with bone tissue are distinguished:

- 1) bio-stabilizations fixed “beyond the bone” with anchoring elements in a form of hooks, clips, band and orthopedic rod;
- 2) bio-stabilizations situated between bony elements, so-called distant elements – “spacer”, e.g. disc and vertebral body prostheses;
- 3) bio-stabilizations fixed “into the bone” with anchoring elements in a form of screws, anchors.

The success of bio-stability in a large extent determines the “quality” of the bone tissue in the area of cooperation with the implant associated with the construction features of the implant and a technique of its installation. It is a factor particularly difficult to identify in the case of the spine, which is a differentiated system in terms of anatomical-geometrical features and strength properties; TABLE 1 and 2 [4-6].

The reliability of a bio-stabilization is the appropriate connection, in mechanical and anatomic-geometric terms, of the type of the implant with the bone's properties.

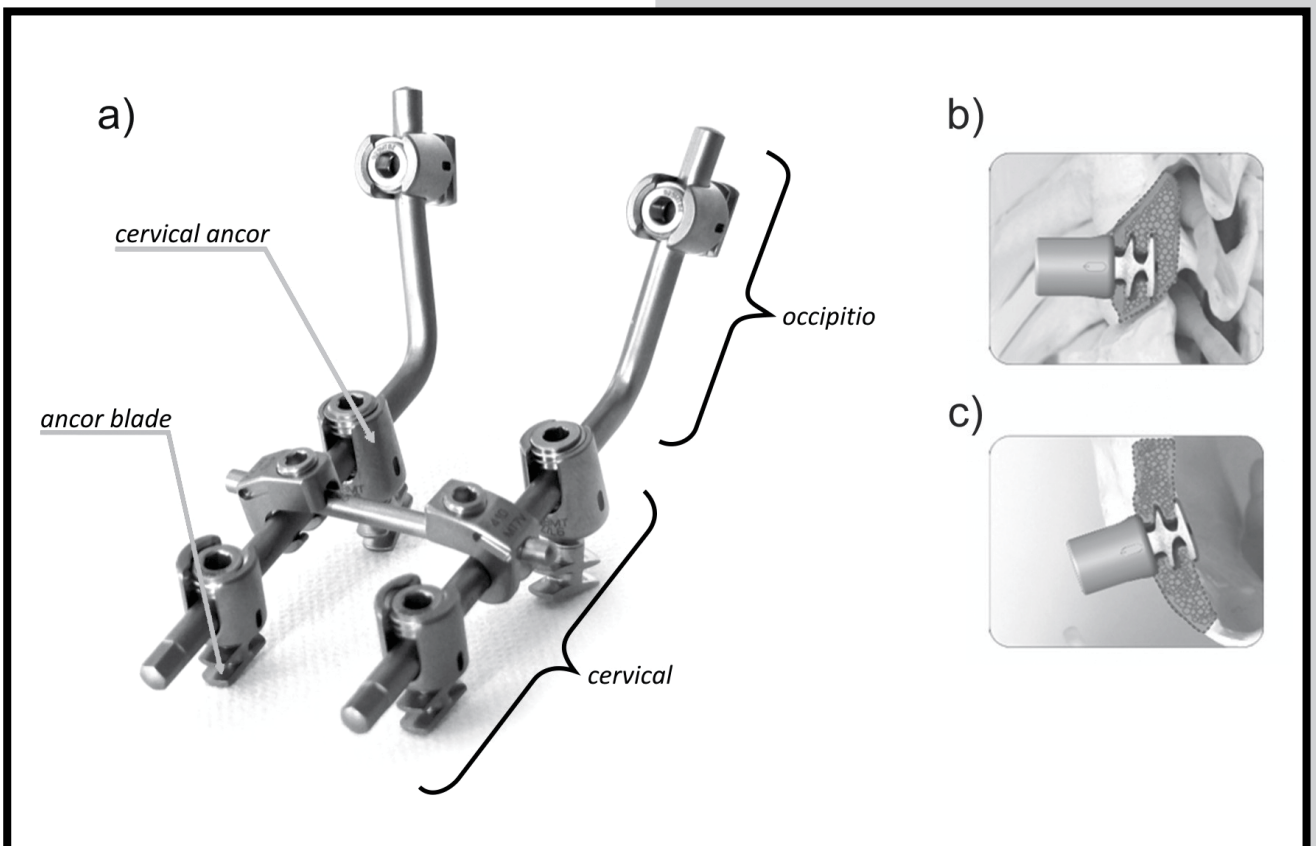
The aim of this paper is morphometric assessment/identification of lateral masses on cervical spine specimens, performed on a basis of 3D analyses using CT tomography, for the application of the implant in a form of an anchor in anchoring stabilization – type “into the bone” in a method O·C·A·M/DERO; FIG. 1 [7,8].

TABELA 1. Moduł sprężystości struktur kręgosłupa [5].
TABLE 1. Elastic modulus of spinal structures [5].

	Łuk kręgu / Vertebral arc	Płytką graniczną / Endplate	Kość korowa kręgu (wyodrębniona) / Vertebral cortical bone (isolated)	Kość gąbczasta kręgu (wyodrębniona) / Vertebral cancellous bone (isolated)
Moduł sprężystości / Elastic modulus [GPa]	0.5-1.5	0.5-1	10-20	0.05-0.1

TABELA 2. Średnie własności wytrzymałościowe kręgów kręgosłupa [5,6].
TABLE 2. Mean strength properties of spinal vertebrae [5,6].

	Odcinek szyjny / Cervical segment	Odcinek piersiowy / Thoracic segment	Odcinek lędźwiowy / Lumbar segment
Wytrzymałość na rozciągania / Tensile strength [MPa]	3.5	3.75	4.0
Wytrzymałość na ściskanie / Compressive strength [MPa]	12.7	7.55	6.4
Wytrzymałość na skręcanie / Torsional strength [MPa]	-	3.55	3.2



RYS. 1. Stabilizacja potyliczno-szyjna O-C-A-M/DERO (a), sytuowaniem kotwicy w masywie bocznym kręgu szyjnego (b) oraz zakorówkowo w potylicy (c).
FIG. 1. Occipito-cervical stabilization O-C-A-M/DERO (a), with situating of the anchor in lateral mass of the cervical vertebra (b) and extracortically in the occiput (c).

Materiały i metody

Przedmiotem badań były trzy ludzkie szyjne (C1-C7) preparaty kostne (P1, P2 i P3) w stanie „wysuszonym”, z których jeden (P3) z powodu wyraźnych zaburzeń mikroarchitektury kostnej w badaniach morfometrycznych został tylko częściowo wykorzystany. Celem zapobiegnięcia procesowi starzenia, próbki były woskowane; zabieg ten nie miał wpływu na prowadzoną ocenę. Do badań użyto najnowszej generacji tomograf komputerowy CT_i – dwulampowy: 240 kV, 320 W; 180 kV, 15W, co daje pełny zakres detekcji w skali Hounsfielda oraz 16-bitowy detektor o rozdzielczości 1024x1024 (producent GE). Zastosowany tomograf badawczy (CT_i 3D) jest narzędziem o znacznie większym niż w praktyce szpitalnej potencjale poznawczym, niemniej jego stosowanie musi się ograniczyć do badań *post mortem* [9].

Obrazy X-ray (rozmiar voxela: 130 i 15 μm) preparatów P1 i P2 analizowano z wykorzystaniem specjalistycznego oprogramowania producenta CT_i pod kątem:

1) oceny jakościowej rozkładu porów o objętości od 0 do 850 mm³ na całym odcinku kręgosłupa C1-C7 z analizą ilościową porów w przedziałach: 500-850; 100-500; 10-100; 1-10; 0.5-1; 0.25-0.5; 0-0.25 mm³;

2) pomiaru rozmiarów nadającej się do bio-stabilizacji kościowej części masywu bocznego kręgu szyjnego (RYS. 2), według zasady pokazanej na RYS. 3;

3) pomiaru gęstości kości poprzez badanie udziału kości w wybranych przekrojach kręgowego masywu bocznego, gdzie At – pole powierzchni masywu bocznego, Ap – powierzchnia zajęta przez pory, Ab (At-Ap) – powierzchnia stanowiąca kość i B_{Ab} [%] – udział procentowy tkanki kostnej na danym przekroju, obliczony jako: (At-Ap)/At x 100%.

Analizy 2) i 3) były prowadzone w trzech płaszczyznach przecięcia (strzałkowej – S, czołowej – AP i horyzontalnej – H; jak pokazano na RYS. 2) masywu bocznego na poziomach od C3 do C6 preparatów szyjnych P1 i P2.

Materials and methods

Subject of the study were three human cervical (C1-C7) bone specimens (P1, P2 and P3) in “dried” state, one of which (P3) due to distinct abnormalities in bone microarchitecture in morphometric studies has been only partially exploited. In order to prevent aging processes, specimens were embedded in a paraffin wax; this procedure didn't affect the performed evaluation. For testing was used the newest generation of double-lamp CT scanner CT_i: 240 kV, 320 W; 180 kV, 15 W, which gives the full range of detection in Hounsfield scale; 16-bit detector with resolution 1024x1024 (producer GE). Applied tomograph (CT_i-3D) is a tool with a much greater than in the clinical practice cognitive potential, but its use must be limited to *post mortem* tests [9].

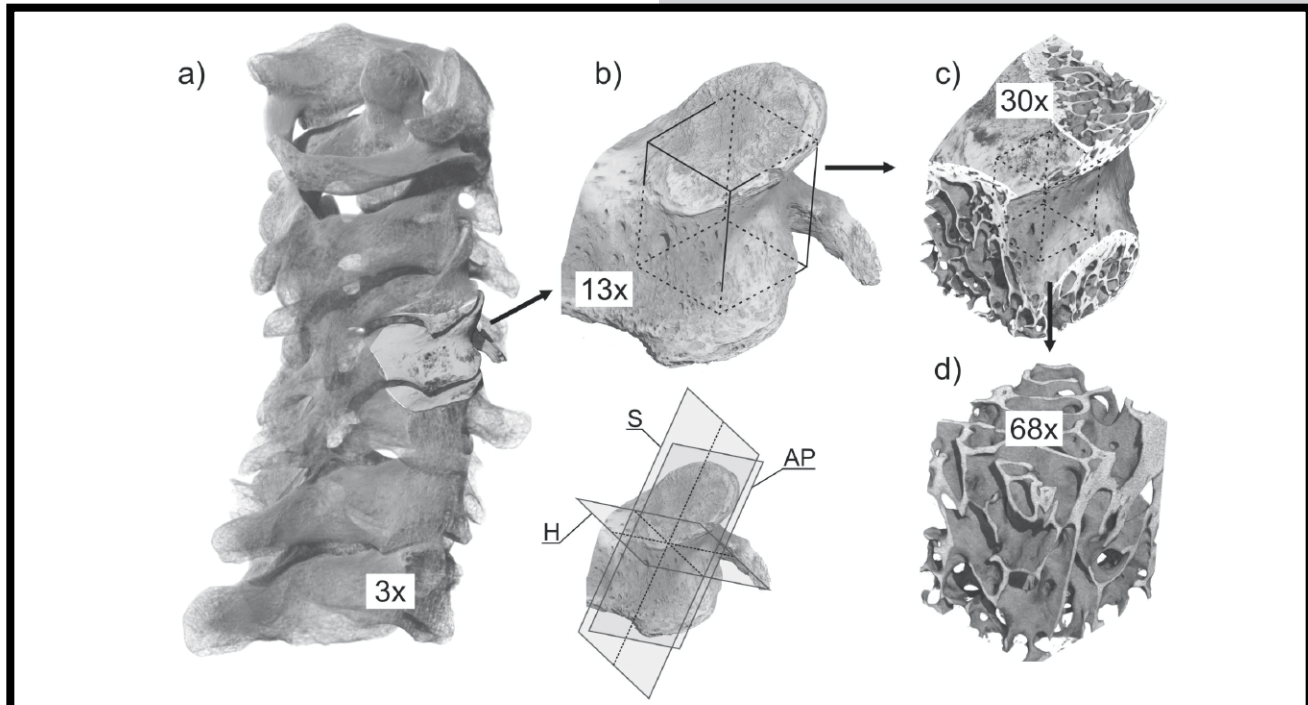
X-ray images (voxel size: 130 and 15 μm) of specimens P1 and P2 were analyzed using special software of the CT_i producer to:

1) qualitatively assess the arrangement of pores of volume from 0 to 850 mm³ on the whole C1-C7 spine segment, with quantitative analysis of pores in ranges: 500-850; 100-500; 10-100; 1-10; 0.5-1; 0.25-0.5; 0-0.25 mm³;

2) measure dimensions of eligible for the anchoring bio-stabilization part of lateral mass of the cervical vertebra (FIG. 2), according to the rule showed in FIG. 3;

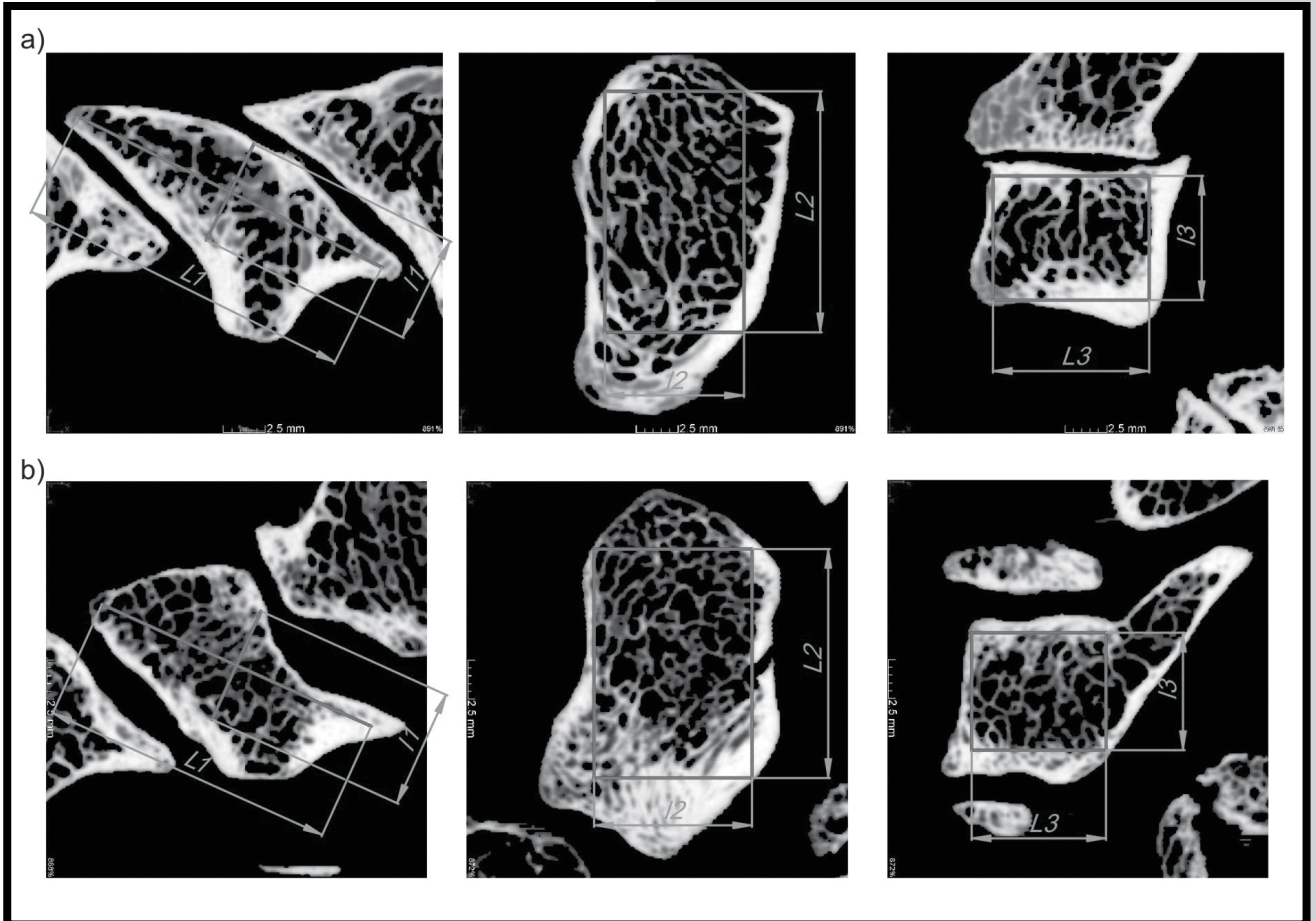
3) measure the bone density by investigating of the participation of the bone in selected cross-sections of the spinal lateral mass, where At – area of the lateral mass, Ap – area occupied by pores, Ab (At-Ap) – area representing a bone and B_{Ab} [%] – percentage of the bony tissue in a given cross-section, calculated as: (At-Ap)/At x 100%.

Analyses 2) and 3) were performed in three cutting planes (sagittal – S, coronal – AP and horizontal – H; as shown in FIG. 2) of the lateral mass on levels from C3 to C6 of cervical specimens P1 and P2.



RYS. 2. Obrazy z tomografii komputerowej (CT_i-3D, rozmiar voxela 15 μm) kręgosłupa szyjnego (a) z przykładami analizy morfometrycznej masywu bocznego, kręgu szyjnego w płaszczyznach S, AP, i H (b) oraz wybrane fragmenty obrazujące układ kostny stanowiący masyw boczny (c) i (d).

FIG. 2. Computed tomography images (CT_i-3D, voxel size 15 μm) of the cervical spine (a) with examples of morphometric analysis of the lateral mass, cervical vertebra in planes S, AP and H (b), and selected fragments depicting the skeletal system constituting the lateral mass (c) and (d).



RYS. 3. Metoda pomiaru masywów bocznych w przekrojach dla przykładowego skanu kręgu szyjnego C3 odpowiednio w płaszczyznach: S, AP i H (Rys. 2b) dla: a) preparatu (P1) i b) preparatu (P2).

FIG. 3. Method of measurement of lateral masses in cross-sections for exemplary scan of cervical vertebra C3 in planes, respectively: S, AP and H (FIG. 2b) for: a) specimen (P1) and b) specimen (P2).

Wyniki

Wyniki rozkładu porów o objętości od 0 do 850 mm³, dla preparatu P1 przedstawiono na RYS. 4. Por o największych rozmiarach (500-850 mm³) występuje w kręgu C7; kręgu cechuje się najmniejszą gęstością kości. Obniżoną gęstość wykazuje również kręgu C1, częściowo trzon kręgu C2 i wyrostek kolczysty C2, masyw boczny kręgu C2, a także częściowo trzony kręgu C3 oraz C6 i wyrostek kolczysty kręgu C7. Można wnioskować, że najkorzystniejsza stabilizacja może występować dla kręgów C4 i C5.

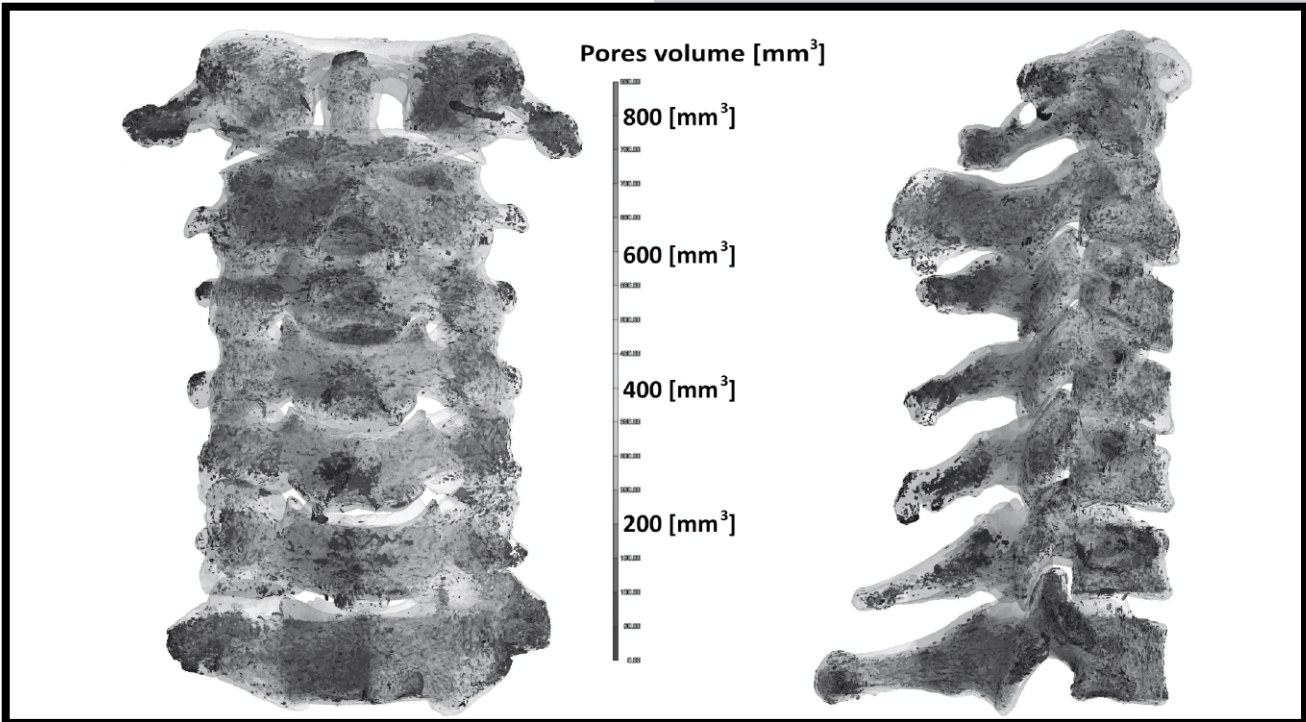
Z analizy dla preparatu P1 wynika, że największa liczba porów, bo 56 000 ma objętości w zakresie 0-0,25 mm³, następnie 186 - objętość 0,25-0,5 mm³, 91 - objętość 0,5-1 mm³, 80 - objętość 1-10 mm³, 30 - objętość 10-100 mm³, 8 - objętość 100-500 mm³ i objętość powyżej 500 mm³ stwierdzono dla 1 pora, stanowiącą sumę wyodrębniających się i połączonych „pustek”.

Wyznaczone pod kątem stabilizacji, największe prostopadłe wymiary (L i l) opisujące przekroje masywów bocznych kręgów od C3 do C6 dla preparatów P1 oraz P2 zestawiono w TABELI 3, natomiast wartości pól przekrojów: całkowitego masywów bocznych At, porów Ap oraz udział tkanki kostnej B_{Ab} [%] w poszczególnych płaszczyznach cięcia (RYS. 2b) zestawiono w TABELI 4. Wyniki w nawiasach dla C6 preparatu 2 stanowią wartości przybliżone wynikające z ubytków kostnych związanych z jakością preparatu.

Results

Results of distribution of pores with a volume from 0 to 850 mm³, for specimen P1 are presented in FIG. 4. Pore with the greatest dimensions (500-850 mm³) are present in C7. This vertebra is characterized with the smallest bone density. Lower density is present also in vertebral body C1, partially in vertebral body C2 and spinous process C2, lateral mass of C2, and partially vertebral bodies C3 and C6 and spinous process C7. It can be concluded, that the most effective stabilization can be observed for C4 and C5.

Analysis for specimen P1 shows, that the greatest amount of pores, because 56 000 has got volumes in a range of 0-0.25 mm³, next 186 - volume 0.25-0.5 mm³, 91 - volume 0.5-1 mm³, 80 - volume 1-10 mm³, 30 - volume 10-100 mm³, 8 - volume 100-500 mm³, and volume above 500 mm³ was determined for 1 pore, and it constituted total amount of separated and connected “voids”. Designated in terms of stability, the greatest perpendicular dimensions (L and l) describing cross-sections of lateral masses of vertebrae from C3 to C6 for specimens P1 and P2 are summarized in TABLE 3, while the values of the cross-sections areas: total of lateral masses, pores Ap and participation of bone tissue B_{Ab} [%] in different cutting planes (FIG. 2b) are summarized in TABLE 4. Results in parentheses for C6 specimen P2 are approximate values resulting from bone loss related to the quality of the specimen.



RYS. 4. Rozkład porów o objętości 0+850 mm³ w kręgach kręgosłupa szyjnego, preparat P1.
FIG. 4. Distribution pores with volume 0+850 mm³ in vertebrae of the cervical spine, specimen P1.

TABELA 3. Wymiary prostopadłe (L) i (l) masywów bocznych kręgów szyjnych wyznaczone dla potrzeb stabilizacji kotwicznej.

TABLE 3. Perpendicular dimensions (L) and (l) of lateral masses of cervical vertebrae determined for anchor stabilization.

Longer (L) and shorter (l) dimension of the cross-section of the lateral mass [mm] / Dłuższy (L) i krótszy (l) wymiar przekroju masywu bocznego [mm]							
Kręg / Vertebra	Preparat / Specimen	płaszczyzna cięcia S / cutting plane S		płaszczyzna cięcia AP / cutting plane AP		płaszczyzna cięcia H / cutting plane H	
		L1	l1	L2	l2	L3	l3
C3	P1	21.35	6.75	8.77	15.18	9.84	7.82
	P2	18.62	7.49	9.95	14.42	8.45	7.39
C4	P1	22.33	7.31	8.50	17.09	9.54	7.62
	P2	20.49	7.28	7.97	15.55	4.93	4.58
C5	P1	21.70	8.12	11.54	15.95	10.03	7.83
	P2	21.46	7.66	11.29	15.37	9.48	5.85
C6	P1	20.12	6.56	8.19	14.52	9.68	6.24
	P2	19.17	5.13	10.80	13.98	(6.09)	(5.70)

TABELA 4. Zawartość procentowa zajęta przez tkankę kostną w trzech płaszczyznach przekroju masywu bocznego kręgów szyjnych C3-C6.

TABLE 4. Percentage occupied by bony tissue in three planes of the cross-section of the lateral mass of cervical vertebrae C3-C6.

Pola powierzchni przekrojów masywu bocznego (At) i porów (Ap) podane w [mm ²]; B _{Ab} [%] – zawartość procentowa tkanki kostnej / Areas of cross-sections of the lateral mass (At) and pores (Ap) in [mm ²]; B _{Ab} [%] – percentage of the bony tissue										
Kręg / Vertebra	Preparat / Specimen	płaszczyzna cięcia S / cutting plane S			płaszczyzna cięcia AP / cutting plane AP			płaszczyzna cięcia H / cutting plane H		
		At	Ap	B _{Ab} [%]	At	Ap	B _{Ab} [%]	At	Ap	B _{Ab} [%]
C3	P1	144.05	36.41	74.72	241.42	98.90	59.03	111.13	31.41	71.74
	P2	135.09	40.44	70.06	249.57	70.09	71.92	109.28	14.62	86.62
C4	P1	167.56	40.88	75.60	251.51	78.42	68.82	115.18	26.02	77.41
	P2	146.44	47.75	67.39	244.49	75.11	69.28	42.41	1.52	96.42
C5	P1	160.10	51.45	67.86	268.40	72.03	73.16	137.98	28.30	79.49
	P2	131.18	38.81	70.41	310.91	99.76	67.91	128.38	21.41	83.32
C6	P1	135.33	25.04	81.50	285.39	54.94	80.75	107	11.65	89.11
	P2	111.34	47.83	57.04	293.12	100.07	65.86	(101.73)	46.91	(53.89)

Lepszą podatnością na stabilizację kotwiczną pod względem anatomicznym charakteryzuje się preparat P1 wykazujący się regularnymi masywami bocznymi oraz większymi wartościami L i I. Wyjątkiem jest kręgosłup C3 preparatu P1 o gorszych parametrach w odniesieniu do preparatu P2 analizowanego na tym samym poziomie, co potwierdzają skany. Wyniki nie wskazują, by istniał związek między rozmiarem masywu bocznego a poziomem kręgosłupa szyjnego w zakresie C3-C6.

Wyniki dla preparatu P1 wskazują tendencję wzrostu gęstości kości (B_{Ab} [%]) w masywach bocznych wraz z przechodzeniem na niższe poziomy kręgosłupa szyjnego. Największą gęstość kości obserwowano na przekrojach wzdłuż płaszczyzny horyzontalnej H, co może wskazywać, że uwzględniono w pomiarach również kość korową.

Wnioski

1) stwierdzono morfometryczne zróżnicowanie masywów bocznych kręgów szyjnych, które mogą zależeć od cech osobniczych pacjenta oraz stopnia degeneracji kości (szczególnie zmian osteoporotycznych);

2) tomograficzna analiza morfometryczna (CT_t -3D) masywów bocznych wskazuje na możliwość stabilizacji kotwicznej O·C·A·M/DERO z kotwicą pozycjonowaną w kości; RYS. 1;

3) tomografia komputerowa CT_t umożliwia morfometrię kości pod kątem oceny podatności anatomiczno-geometrycznej oraz bio-mechanicznej na stabilizację implantami;

4) największe pod względem objętości pory zlokalizowane były w trzonach kręgów, a najmniejsze w masywach bocznych, co sugeruje ich dobrą podatność do stabilizacji „w kość”.

Podziękowania

W pracy wykorzystano wyniki badań współfinansowanych ze środków Narodowego Centrum Badań i Rozwoju w ramach Przedsięwzięcia IniTech (projekt nr OSF 73708, w ramach umowy ZPB/23/73708/IT2/10).

Better susceptibility on anchoring stabilization in anatomical terms, had the specimen P1, having regular lateral masses and greater values L and I. The exception is vertebra C3 of the specimen P1, having worse parameters in the relation with specimen P2 analyzed on the same level, which is confirmed on scans. Results in this study didn't indicate that there is a connection between the dimension of the lateral mass and the level of the cervical spine in a range of C3-C6.

Results for specimen P1, indicated a tendency of increase in bone density (B_{Ab} [%]) in lateral masses with passing to lower levels of the cervical spine. The greatest bone density was observed on cross-sections along the horizontal plane H, which can indicate, that in the measurements also cortical bone was taken into account.

Conclusions

1) there has been stated the morphometric differentiation of lateral masses of cervical vertebrae, which can be dependent on the patient's personal features and the grade of bone degeneration (especially osteoporotic changes);

2) tomographical morphometric analysis (CT_t -3D) of lateral masses indicates the possibility of their use in anchoring stabilization O·C·A·M/DERO with an anchor positioned in a bone, FIG.1;

3) computed tomography CT_t enables the morphometry of the bone in terms of assessment of anatomically-geometrical and bio-mechanical susceptibility on stabilization using implants;

4) the greatest, in terms of volume, pores were localized in vertebral bodies, and the smallest in lateral masses, which suggests their good susceptibility on the stabilization “into the bone”.

Acknowledgements

In this paper were used the results of studies co-financed from means of The National Centre for Research and Development into the venture IniTech (project no OSF 73708, the agreement ZPB/23/73708/IT2/10).

Piśmiennictwo

- [1] Currey J.D., Foreman J., Laketic, I. et al., Effects of ionizing radiation on the mechanical properties of human bone, *J. Orthop. Res.*, 15, 111, 1997.
- [2] Kuhn J.L., Goldstein S.A., Ciarelli M.J. and Matthews L.S., The limitations of canine trabecular bone as a model for human: a biomechanical study. *J. Biomech.*, 22, 95, 1989.
- [3] Odgaard A., Hvid I. and Linde F., Compressive axial strain distributions in cancellous bone specimens, *J. Biomech.*, 22, 829, 1989.
- [4] Keller T.S., Mao Z. and Spengler D.M., Young's modulus, bending strength, and tissue physical properties of human compact bone. *J. Orthop. Res.*, 8, 592, 1990.
- [5] Będziński R., *Biomechanika Inżynierska*. Pol. Wrocławska, Wrocław 1997.

References

- [6] Gzik M., *Biomechanika kręgosłupa człowieka*. Pol. Śląska, Gliwice 2007.
- [7] Tešiorowski M., Zarzycki D., Lipik E., Ciupik L., Occipito-cervical fusion using some types of implants – anchor in cranio-cervical pathologies. *The Journal of Orthopaedics Trauma Surgery and Related Research* 4(20), 2010.
- [8] Ciupik L., Kierzkowska A., Occipito-cervical Anchorage method: some biomechanical aspects and clinical results; experience of last nine years. *The Journal of Orthopaedics Trauma Surgery and Related Research* 4(16), 2009.
- [9] Yoganandan N., Kumaresan S., Pintar F.A., Biomechanical of the cervical spine Part 2. Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling. *Clinical Biomechanics* 16, 2001.