

# CSIGOLYA SZILÁRDSÁGI VIZSGÁLATOK

Gálos Miklós\* - Lovas Antal\*\*

## RÖVID KIVONAT

Az emberi csontszövet kísérleti elemzése alapján első lépésben olyan egyszerű mechanikai modell kidolgozásához szükséges mechanikai paraméterek meghatározását terveztük, amelyek alkalmas lehetnek a csontszövet összetett viselkedésének közelítő leírására, figyelembe véve a csont lényeges tulajdonságait, ugyanakkor biztosítják a továbbfejlesztés lehetőségeit is. Kitűzött feladatunk volt az irodalmi adatok összegyűjtése, feldolgozása és ennek alapján roncsolásos szilárdsági vizsgálatok elvégzése, különös tekintettel a „nedves” és „formalinban tárolt” próbatestek összehasonlító vizsgálatára.

## 1. A CSONT SZILÁRDSÁGI TULAJDONSÁGAI

### 1.1. Bevezetés

A csont rendkívül bonyolult, élő anyag, amelynek szilárdsági viselkedését igen nehéz matematikai eszközökkel jellemezni. A szilárdságtanban szokásos kifejezéseket felhasználva a csont legfontosabb szilárdsági tulajdonságai az alábbiak:

- inhomogén és anizotrop anyag, azaz szilárdsági tulajdonságai még egy testrészen belül is pontról-pontra különbözőek és az iránytól függően is eltérőek.
- nemlineárisan rugalmas, képlékeny, viszkózus anyag. Tehát a feszültség és alakváltozás között már kis feszültségek esetén sem áll fenn lineáris kapcsolat, nagyobb feszültségeknél maradó alakváltozások jönnek létre és a feszültség és alakváltozás összefüggése, valamint az anyagállandók az idő függvényei.
- élő anyag, ezért szilárdsági tulajdonságai az életkor, valamint mechanikai hatások (pl. sérülés) és biológiai elváltozások (pl. kristályosodás, kalcium-tartalom, nedveség tartalom) következtében is jelentősen megváltoznak.

### 1.2. Modellek a csont szilárdsági tulajdonságainak leírására

A statisztikai modell a kísérletileg nyert eredmények alapján közelítő matematikai kifejezések segítségével igyekszik megadni a csont szilárdsági jellemzőit a fontosabb alkotóelemek mennyiségének függvényében. Például a rugalmassági modulusra (E), a kalcium (C), a porozitás (P) és az orientáltság (O) függvényében az alábbi lineáris és nemlineáris összefüggést javasolták KNETS (1987a):

$$E = a + bC + cP + dO$$

$$E = kC^\alpha P^\beta O^\gamma$$

---

\* okl. építőmérnök, Dr. habil., egyetemi tanár, BME Építőanyagok és Mérnökgeológia Tanszék

\*\* okl. építőmérnök, PhD, egyetemi docens, BME Hidak és Szerkezetek Tanszéke

ahol  $a, b, c, d, k, \alpha, \beta, \gamma$  állandókat jelölnek. Az "orientáltság" a csont anizotróp viselkedését veszi figyelembe.

CURREY (1988) nagyszámú állati csontok kísérleteiből a tömör csontok rugalmassági modulusát a kalcium tartalom (C) és porozitás (P) függvényeként írta fel:

$$E = a + C^b + P^c,$$

ahol  $a, b, c$  kísérleti állandók. A kísérleti eredmények igazolják az általa javasolt nemlineáris összefüggést, a 24 csontból kivett 103 mintadarab 80%-a jó egyezést mutat.

COWIN (1986) a kvantitatív sztereológia segítségével, - amely kétdimenziós metszeti képek segítségével az anyagok háromdimenziós geometria elrendezésének a mérésére szolgál - a szivacsos csont trabeculái és a csontvelovel kitöltött üregei elrendezését jellemző, úgynevezett szerkezeti tenzort állított fel. A Wolff törvénynek megfelelően, „...*ha megváltozik a feszültségállapot, akkor ennek következtében meg fog változni a trabeculákból felépülő csont-szerkezet is...*”. Ugyanez mondható el a különböző irányokhoz tartozó rugalmassági modulusokról is.

TURNER (1992) ugyancsak a kvantitatív sztereológia segítségével meghatározható szerkezeti mátrixot használja. Megállapítja, hogy a szivacsos csont képlékeny alakváltozása független a szöveti szerkezettől, főtényezőként a képlékeny szilárdság és a rugalmassági modulus a suruság második, és a normalizált szerkezeti tenzor főtényezőinek megfelelő elemeinek harmadik hatványaival arányosak.

A csont viszkózus tulajdonságaira a nedvességtartalomnak jelentős hatása van. Minél nagyobb a csont nedvességtartalma, annál nagyobb szerepet játszanak a viszkózus hatások. EVANS et. al. (1973) a rugókból, viszkózus dugattyúból és St.Venant tesztekből álló kapcsolt mechanikai modellt javasolt az időtől is függő feszültségek számítására. Ugyancsak rámutatott, hogy a mechanikai jellemzők eltérnek az „in vitro” és „in vivo” kísérletekben

### 1.3. Csontok és csontszövetek kísérleti vizsgálatai

Az évek multával a csont biokémiai összetétele és szerkezete megváltozik, ezért szilárdsági tulajdonságaira az életkornak is befolyása van. A fiatal csont nagy alakváltozásra és energia felvételre képes, 18-22 éves korig a rugalmassági és a nyírási rugalmassági modulus növekszik, majd ezután fokozatosan csökken, KNETS (1987b).

A csontszövetek vizsgálatakor – már a biomechanikai kutatások korai szakaszában - több kutató rámutatott, hogy szoros összefüggés írható fel a rugalmassági modulus, a húzó-nyomó szilárdság és a suruság, illetve hamutartalom között, így ez utóbbi két jellemzőt, mint fő meghatározó változót tartják nyilván.

A korrallal együttjáró oszteoporózis következtében csökken a csont surusége, vele együtt jelentkező tünetként a szilárdsága és így megnövekszik a törés veszélye. A csontsurusági mérések adatai azt mutatják, hogy ez a hatás 10-szer nagyobb a szivacsos (spongy) csont esetén a kérgi (compact) csontéhoz viszonyítva. A gerinc csigolyák is a szivacsos csontok közé tartoznak, ezért az ilyen irányú vizsgálatok igen fontosak. CURREY (1990) kísérleti eredményei ugyancsak igazolják, hogy határ alakváltozás és a tárolt rugalmas alakváltozási energia jelentősen csökken az ásványi tartalom növekedésével, ugyanakkor a húzó határ szilárdság esetén nincs ilyen szoros összefüggés, a folyási alakváltozás állandónak tekinthető.

LAPPI et. al. (1979) ultrahangos vizsgálatokkal határozták meg az emberi femur mechanikai jellemzőit. A hengeres próbatesteket nedves, balzsamozott csontból nyerték, 3.6 mm átmérettel, 3.6 mm, illetve 7.2 mm hengermagassággal. HVID et. al. (1989) röntgen kvantitatív komputer tomográf (QCT) mérési eredményeiből határozták meg a sűrűség, illetve hamutartalom értékeit. A QCT alkalmazása rutinszerűbb lehet, mint a mechanikai vizsgálat és nem igényli a mérnöki segítséget. KELLER et. al. (1992) az L4 csigolyacsontból kivágott 9×9×9 mm-es próbatesteket vizsgálták. A kísérletek a nyomás alatti rugalmas tartományban három egymásra merőleges irányokban történtek, ebből meghatározva az irányokhoz tartozó rugalmassági modulusokat.

#### 1.4. A kísérletek eredmények értékelése

McELHANEY et. al. (1973) a gerinc szilárdsági tulajdonságait adja meg. A csigolya sűrűségére 1,065g/ml, rugalmassági modulusára 7,585 MPa és Poisson tényezőjére 0,499 értékeket sorol fel.

A fenti adatok természetesen csak tájékoztató jellegűek, mivel amint ezt részleteztük a tárgyalt biológiai anyagok szilárdsági tulajdonságait számos körülmény igen lényegesen befolyásolhatja.

## 2. SAJÁT KÍSÉRLETEK

### 2.1. A kísérletek leírása

A végrehajtott kísérletekben az emberi, illetve szarvasmarha gerinc csigolya csontok mechanikai a vizsgálatának (rugalmassági modulus, folyási határfeszültség, húzó-nyomó szilárdság) két formáját különböztetjük meg:

- a csigolyatest mechanikai paramétereinek mérése.
- a csigolyacsontot képező csontszövet vizsgálata.

A szarvasmarha csigolyatestekkel végzett előkísérletek oka elsősorban, hogy nem vetnek fel etikai problémákat, a csontok a kereskedelmi forgalomból beszerezhetőek, kevésbé körülményes a tárolásuk, így nagyobb számú kísérletet lehet végezni, és a csontok viselkedése közötti összefüggéseket felismerve a további kísérletek leegyszerűsíthetők.



1. ábra: A csigolyatestek és a kifűrt magminták

A csigolyatestek szétválasztása és regisztrálása után a páros sorszámú csontok formalinba kerültek, a páratlan sorszámúakat pedig a kísérletek kezdetéig hűtve tároltuk. A formalinos oldat az orvosi gyakorlatban használttal megegyező koncentrációjú.

volt. (Formaldehid – HCHO – 30-40%-os vizes oldata). A formalinnak elsősorban fertőtlenítő, illetve állagmegővő szerepe van.

A csigolyatestek két határoló felületét vágással és fogászati cementtel párhuzamos felületűvé tettük, továbbá a végekre egy-egy zárósapka került, és így helyeztük a próbatesteket a terhelő berendezésbe. Más csigolyatestekből 8-9 mm átméretű magmintákat vettünk magfúróval (1. ábra), aminek felén nyomókísérletet, a másik felén hasító-húzó kísérleteket végeztünk el szobahőmérsékleten, normál páratartalom mellett.

## 2.2. A kísérleti eredmények

A szarvasmarha csigolyamagok közül a formalinban tárolt tesztdarabok húzó-, illetve nyírófeszültsége a nedvesen tárolt magokénak kb. 63-68%-a. Azonban a csigolyatestek nyomó vizsgálatánál ettől eltérő eredményt kaptunk: a formalinban tárolt csigolyatestek kis mértékű (kb. 17%-os) határszilárdság növekedése figyelhető meg. (lásd. táblázat). Ez a formalin egyenlőtlen ozmotikus felszívódásával magyarázható, hiszen a magmintákat a csigolyatest belsejéből fúrtuk ki, és a csont szivacsos állományában más szerkezeti változásokat okoz a formalin felszívódása, mint a csigolyatest keményebb és tömörebb kérgi rétegében. Az eredmények kis szórást mutattak, ezért ellenőrző kísérletek elvégzése után biztonságosan használhatóak lennének hasonló kísérleti körülmények esetén, a formalinban tárolt csontok eredeti szilárdsági értékeinek megbecsülésére. Ennek jelentősége, hogy nagyban leegyszerűsítene a további méréseknél az alapanyag tárolását, így annak beszerzési ideje sem kötődne olyan szorosan a kísérletek elvégzésének időpontjához.



2. ábra: A terhelő gép

A kutatás másik része a feszültség-alakváltozás összefüggések megállapítása volt. A grafikonok meredekségének kezdeti törései az egyenletesebb eloszlású nyomó terhelés érdekében elhelyezett zárósapkák benyomódásából következnek (3. ábra). (A fogorvosi cement nyomófeszültségi határértéke 15,9 Mpa, a csigolyacsont folyáshatáránál jóval nagyobb).

A kísérleti csigolyatestek nyomó határszilárdsága 0,7-0,8 MPa, míg maximális alakváltozási értékei 7-8% körül vannak. A szarvasmarha csigolyacsontokból kifúrt, porózus próbatestek légszáraz testsűrűsége átlagosan 0,412 g/cm<sup>3</sup> értékű volt. Ez természetesen jóval kisebb, mint a formalinban tartott, természetes állapotot megőrzött csont testsűrűsége.

Az emberi csigolyacsont testsűrűsége 1,065 g/cm<sup>3</sup>. A tömör csont sűrűsége 2 g/cm<sup>3</sup>. A rugalmassági modulus átlagértékére 10 Mpa adódott (1. táblázat).

A saját mérések esetében a nyomófeszültségi értékeket ábrázoló diagramok hasonlóak, mint a Litván Akadémia Polymer Mechanikai Intézetében 10,5%-os víztartalmú csontokon, 10<sup>-5</sup> 1/sec-os alakváltozási sebesség végzett kísérleteknél meghatározottak.

Currey (1990) láb és kéztocsonton végzett mérései, a tömör csontok esetében egy nagyságrenddel nagyobb értékeket hoztak (rugalmassági modulus: 20GPa, nyomószilárdság 25 MPa). McElhaney 1973-as eredménye az emberi csigolyacsont rugalmassági modulusára 7,5 MPa, ami közeli a saját kutatási eredményeinkhez. Currey kísérleti eredménye méginkább kiugrónak számít, ha megemlítjük McElhaneynek a koponyára, a gerincre és az állkapocsra kapott rugalmassági modulusait: mindhárom egyaránt 4,46 GPa.

1. táblázat: Kísérleti eredmények

I/I		I/II		II/I		II/II	
s (Mpa)	e (%)	s (Mpa)	e (%)	s (Mpa)	e (%)	s (Mpa)	e (%)
0	0	0	0	0	0	0	0
0,19	1,5	0,28	4,4	0,19	3,1	0,07	2,1
0,39	2,4	0,58	8,7	0,38	4,3	0,19	3,6
0,58	3,3	0,58	11,7	0,56	5,9	0,39	4,6
0,68	6,56			0,56	8,1	0,58	5,8
0,68	7,57					0,77	6,3
						0,79	8,6

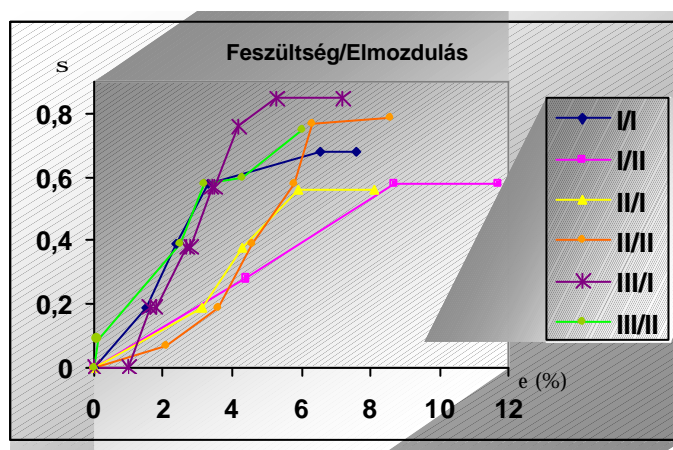
III/I		III/II	
s (Mpa)	e (%)	s (Mpa)	e (%)
0	0	0	0
0,19	1	0,09	0,09
0,19	1,6	0,39	2,5
0,19	1,8	0,58	3,2
0,38	2,7	0,6	4,3
0,38	2,8	0,75	6
0,57	3,4		
0,57	3,5		
0,76	4,2		
0,85	5,3		
0,85	7,2		

Légszáras testsuruség (kg/m <sup>3</sup> )	
I/I	330
I/II	440
II/I	390
II/II	411
III/I	492
III/II	409
Átlag:	412

Rugalmassági modulus (Mpa)	
I/I	12,6
I/II	6,3
II/I	6,1
II/II	5,2
III/I	14,1
III/II	15,6
Átlag:	9,98



3. ábra: Feszültség-alakváltozás diagram

## KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Az FKFP/0371697 „Standardizált numerikus biomechanikai modellek létrehozása kísérletek alapján” címu kutatásban a Budapesti Muszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Építőmérnöki Kar Tartószerkezetek Mechanikája Tanszék, az Építőanyagok és Mérnökgeológia Tanszék, Hidak és Szerkezetek Tanszéke, továbbá a HIETE Radiológiai Osztály oktatóiból-kutatóiból álló kutatócsoport vett részt. A szerzők köszönik a támogatást. Külön köszönet Emszt Gyula tanszéki mérnöknek, Árpás Endre technikusnak és Németh Péter hallgatónak.

## HIVATKOZÁSOK

- [1] Bojtár, I., Gálos, M., Scharle A.: Fracture Mechanical Analysis of Human Skull, *Periodica Polytechnica Ser. Civil Eng.*, (1994) Vol. 38, pp. 367-374.
- [2] Cowin, S. C.: Wolff's Law of Trabecular Architecture at Remodeling Equilibrium, *Journal of Biomechanical Engineering*, (1986) Vol. 108, pp. 83-88.
- [3] Currey, J. D.: Physical Characteristics Affecting the Tensile Failure Properties of Compact Bone, *J. Biomechanics*, (1990) Vol. 20, No. 5, pp. 837-844.
- [4] Evans, F. G.: Mechanical Properties of Bone, (1973) *C C. Thomas, Springfield*.
- [5] Hvid, I., Bentzen, S. M., Linde, F., Mosekilde, L., Pongsoipetch, B.: X-Ray Quantitative Computed Tomography: The Relations to Physical Properties of Proximal Tibial Trabecular Bone Specimens, *J. Biomechanics*, (1989) Vol. 22, No. 8/9, pp. 837-844.
- [6] Keller, T. S., Pope, M. H. and Zhu, M.: Fracture Risk Associated with Changes in Vertebral Architecture: Implications for the Ageing, (1992) *VIII. Meeting of the European Society of Biomechanics*, Rome, June 21-24, 1992.
- [7] Knetts, I.: Variation of the Properties of Bone with Anatomical Site, (1987a) *CISM Course on Bone Mechanics*, Udine.
- [8] Knetts, I.: Viscoelastic Properties of Compact Bone Tissue, (1987b) *CISM Course on Bone Mechanics*, Udine.
- [9] Lappi, V. G., King, M. S. and LeMay, I.: Determination of Elastic Constants for Human Femurs, (1979) *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 101, pp. 193-197.
- [10] McElhaney, J. H., Melvin, J. W., Roberts, V. L., and Portnoy, H. D.: Dynamic Characteristics of the Tissues of the Head, (1973) *Perspectives in Biomedical Engineering* (ed. by Kenedi, R. M.), Macmillan Press Ltd., London, pp. 215-222.
- [11] Turner, C. H.: On Wolff's Law of Trabecular Architecture, (1992) *J. Biomechanics*, Vol. 25, No. 1, pp. 1-9.
- [12] Wolff, J. Über die innere Architektur der Knochen und ihre Bedeutung für die Frage vom Knochenwachstum, (1870) *Archiv für pathologische Anatomie und Physiologie und für klinische Medizin, Virchovs Archiv*, Vol. 50, pp. 389-453.