

## ÁLLATI INAK SZAKÍTÓVIZSGÁLATA

Czétényi András<sup>1\*</sup>, Lakatos Éva<sup>2</sup>, Tóth Brigitta<sup>2</sup>, Kiss Rita M.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék

<sup>2</sup> Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Építőmérnöki Kar, Tartószerkezetek Mechanikája Tanszék



DOI: 10.17489/biohun/2022/2/340

### Absztrakt

Kollagén szövetek mechanikai vizsgálata régóta kutatások témája. Jelen írásunkban házisertés és házi tyúk inakat vizsgáltunk, melyeket hentestől vásárolt combokból preparáltunk. Elsőként próbaméréseket végeztünk, hogy a szakadásig való vizsgálathoz megfelelő mérési paramétereket meg tudjuk határozni. A vizsgálat során 5 házisertés és 1 házi tyúk szövetét használtuk fel, a preparáció és a mérés között fiziológiás sóoldatban tároltuk őket. Befogás előtt a végeket folyékony nitrogén segítségével fagyasztottuk a kicsúszás elkerülése érdekében. A kapott eredmények jól jellemzik a szövetek szakítás előtti tulajdonságait, valamint segítségükkel egyértelműen elkülöníthető volt a házi tyúk ín a házisertésektől, ennek szekáns rugalmassági modulus több mint hússzorosra adódott a többi szövet átlagához képest (házi tyúk: 129,881 MPa, házisertés átlag: 4,194 MPa). A mérések egy nagyobb kutatás részei, melynek során egy kollagén szövet többszintű mechanikai modelljét készítjük el, és a mérések segítségével validáljuk ezeket.

**Kulcsszavak:** biomechanika, kollagén, szakítóvizsgálat

### MECHANICAL MEASUREMENTS OF ANIMAL TENDONS

#### Abstract

The mechanical characterization of collagenous tissues has been a hot topic of research for years. In the current study, we measured the elastic properties of domestic pork and chicken tendons. The materials have been purchased by a butcher; the tendons were prepared right before testing. After test measurements for calibration, 5 pork and 1 chicken tissue was used. The clamping sites were frozen using liquid nitrogen in order to avoid slipping. The results were able to characterize the elastic properties of tendons before failure well, the chicken and pork tissues were clearly distinguishable as well (the average secant elastic modulus of pork tissues was 4.194 MPa, for the chicken tissue it was 129.881 MPa). These measurements are a part of a bigger study, which aims to create a multilevel model of tendon, and validate the models with mechanical measurements.

**Keywords:** biomechanics, collagen, tensile test

**\*Levelező szerző elérhetősége:** Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék, H-1111 Budapest, Műgyetem rakpart 3. **E-mail:** [czetenyi.andras@mogi.bme.hu](mailto:czetenyi.andras@mogi.bme.hu) **Tel.:** +36 1 463-3271  
**Citáció:** Czétényi A, Lakatos É, Tóth B, Kiss RM. Állati inak szakítóvizsgálata. *Biomech Hung.* 2022; 15(2):22-30.

**Beérkezés ideje:** 2022.07.04. **Elfogadás ideje:** 2022.12.07.

## I. BEVEZETÉS

A kollagén molekula, amely a többsejtű élőlények sejt közötti mátrixának a fő alkotója, az állatvilágban előforduló fehérjék mintegy 25%-a. A kollagén molekulák típusuktól függően előfordulhatnak kötő- és támasztószövetekben (csontban, ínban, szalagban, érfalban, stb.), mechanikai stabilitást, rugalmasságot és szilárdságot biztosítva. Gyakoriságuk miatt már régóta állnak a kutatók érdeklődésének középpontjában, de a mechanikai tulajdonságok és molekuláris felépítés közötti kapcsolat ismerete hiányos, elsősorban a bonyolult hierarchikus felépítés miatt. Az inak mechanikai tulajdonságainak ismerete kiemelkedő fontosságú az ortopédiai műtétek tervezésénél és elengedhetetlen bemenő paramétere a különféle sérülések numerikus szimulációknak.

A szövet típusán túl a vizsgálataink megkezdése előtt a korábbi kutatásokban elemeztük az általunk fontosnak ítélt paramétereket, mint a szövet alakját, a befogás típusát, előkondicionálás alkalmazását, a mérés közben nedvesen tartást és a terhelés sebességét. A korábbi kutatások eredményei alapján a mért szövet alakjának megváltoztatása hozzájárulhat a kicsúszás megelőzéséhez.<sup>1-4</sup> Ha a minta két végén a befogott rész szélessége háromszorosa a mért hossz szélességének<sup>3</sup>, akkor egy kutyacsontra emlékeztető alak jön létre (*dogbone shape*). Előnye, hogy a jelentősen nagyobb keresztmetszeten az esetleges lokális hatások ellenére a tönkremenetel a középső elvékonyított részen, és nem a befogásnál történik. Lágyszövet mérése esetén a leggyakoribb probléma a minta kicsúszása a befogó fejek közül, míg túl erős befogás azonban roncsolhatja azt, így a tönkremenetel mindig ennek közelében megy végbe.<sup>5</sup> Elkerülésének egyik lehetséges módja, hogy a lágyszövetet a csonttal (csont dugóval) együtt mérjük.<sup>6,7</sup> Ez elsősorban szalagok vizsgálatánál gyakori, mivel a többi lágyszövet eltávolításával egy

csont-szalag-csont rendszert kapunk. Ha a csontdugót helyezzük a befogópofákba, a szalag teljes hosszán végezhetjük a vizsgálatot. A méréseink során inakat vizsgálunk, ahol az ín egyik vége csonthoz, míg másik vége izomhoz kapcsolódik, azaz a rendszerbe izom is kerülne, ami bonyolítja a mérés kiértékelését. A kicsúszás elkerüléséhez az inak végének valamilyen fizikai vagy kémiai úton történő rögzítése, módosítása szükséges. Az egyik megoldás a szövetből a víz alacsony hőmérsékleten való eltávolítása (*freeze-substitution*) és ezt követően poliuretánban történő rögzítése.<sup>2</sup> Felmerülhet valamilyen epoxi, vagy akrilát alapú ragasztó használata az ín és a befogófej közötti kapcsolat biztosításához.<sup>6,8</sup> Harmadik lehetőség a kicsúszás elkerülésére, amikor az inak végét két dörzspapír közé rögzítik. Utolsó lehetőség a befogott részek megfagyasztása<sup>7,8</sup>, ekkor alapvetően a cél a befogott keresztmetszet hűtése, mivel így a befogópofák kevésbé roncsolják az inakat. Ennek előnye, hogy egyszerűen kivitelezhető, a fagyasztás a szövetet (azok tárolása során is gyakran szokás használni) nem károsítja.<sup>8</sup> A korábbi kutatásokban<sup>7,8</sup> speciálisan kialakított befogók segítségével a hűtés a mérés teljes időtartama alatt megoldott.

A kollagén rostok egyenlő hosszát és párhuzamosságát előterhelés alkalmazásával célszerű biztosítani. Így a szövetek terheléstörténete, a mérés kezdeti feltételei azonosak.<sup>6</sup> Ennek módja eltérő lehet egyik módszer adott nagyságú előterhelés alkalmazása<sup>6</sup>, míg a másik a ciklikus előterhelés használata.<sup>1-4</sup>

A kollagénszövetek nedvességtartalma nagy mértékben befolyásolja a mechanikai tulajdonságaikat, így fontos azonos nedvességtartalom biztosítása.<sup>2</sup> Hosszabb mérések esetén is szükséges az adott (állandó) nedvességtartalom biztosítása.<sup>9</sup> Az ilyen típusú vizsgálatok során felmerülhet az emberi szervezethez hasonló környezet létrehozása, ezt 37 °C-os

fiziológiás sóoldat (PBS) mérőkönyezetbe spriccelésével oldható meg.<sup>10</sup> Megoldás lehet a vizsgálati eszköz elszigetelése, és a környezetében a légkörinél magasabb páratartalom létrehozása<sup>11-14</sup>, vagy a felszínére való sóoldat csöpögtetéssel a szövet közvetlen nedvesítése.<sup>6</sup> Ha a mérés megfelelően rövid időtartamú (a minta tömegének csak a mérési pontosságon túl jelentkező kis részét vesztí el kiszáradás miatt), akkor elégséges a szövetek azonos kiindulási nedvességtartalmának biztosítása. Ezt vagy azonos tárolási körülményekkel, vagy ozmotikus nyomást használó technikával oldhatjuk meg.<sup>2</sup>

A szövet terhelésével kapcsolatban az irodalom túlnyomórészt megegyezik abban, hogy a vizsgálatot időfüggő elmozdulás terhelés segítségével célszerű végezni. Ez alól kivételt képez Firminger és mtsai. által végzett kutatás, ahol a terhelő erő sebessége volt állandó 50 N/s. A mérések során a mérőfej sebessége 50  $\mu\text{m}/\text{perc}$ <sup>13</sup> és 1000  $\text{mm}/\text{perc}$ <sup>7</sup> között változik. Egyes kutatások a mérőfej sebességét a szövet hosszától függően, annak százalékában adták meg, 6%<sup>16</sup> és 100%<sup>3</sup> közötti perccenkénti hosszváltozást javasolt.

Összegezve, eltérő módszer és paraméter használható I-es típusú kollagénszövetek mechanikai tulajdonságainak meghatározására. Ugyanazon szöveten elvégzett viszkoelasztikus és mechanikai tulajdonságokat vizsgáló mérésekre kevés példa van.<sup>16</sup> A ku-

tatásukban a befogást egyik oldalon a csont segítségével oldották meg, míg a másik oldalon a lágy szövet befogása nem részletezett. További, csak relaxációs kutatás<sup>17</sup> a korábban említett cikkel<sup>8</sup> azonos módon oldja meg a befogást, a befogófejek folyamatos fagyasztásával és ezzel sikerül értékelhető eredményeket elérniük.

Jelen kutatás célja, hogy egy megfelelő pontosságú mérést dolgozzunk ki az I-es típusú kollagénből felépülő inak mechanikai tulajdonságainak meghatározására, amely a többszintű mechanikai modell szimulációs eredményeinek verifikálására is alkalmas. A mérési módszer megfelelőségét állati inak segítségével vizsgáltuk.

## 2. ANYAG ÉS MÓDSZER

### 2.1. Anyag

A mérési módszer használhatóságát hentesnél vásárolt állati inakon ellenőriztük: három darab házi tyúkín, amely a kétfejű lábikra-, valamint a hosszú szárkapocs izmokhoz tartozó ín, és két darab házisertés ín, amely a bal első comb feszítő izmaihoz (common-, és *lateral extensor muscle*) kapcsolódó inak, esetén. Geometriai méreteiket Mitutoyo absolute digimatic tolómérővel (Mitutoyo Corp., Kawasaki, JP) határoztuk meg (1. táblázat). A szöveteket hossz és vastagság szerint rendszereztük, közülük összesen 6 darabot választottunk ki mérésre, négy hasonló geometriai paraméterekkel rendelkező és egy kisebb szé-

1. táblázat. A mért inak geometriai méretei

| Minta sorszám | Állat      | Szélesség [mm] | Vastagság [mm] | Befogási hossz [mm] | Átmérő [mm <sup>2</sup> ] |
|---------------|------------|----------------|----------------|---------------------|---------------------------|
| 1             | Házisertés | 9,60           | 3,17           | 76,86               | 30,43                     |
| 2             | Házisertés | 4,61           | 3,54           | 130,20              | 16,32                     |
| 3             | Házi tyúk  | 1,35           | 0,82           | 45,60               | 1,10                      |
| 4             | Házisertés | 13,70          | 5,48           | 131,00              | 75,08                     |
| 5             | Házisertés | 11,36          | 4,20           | 78,60               | 47,70                     |
| 6             | Házisertés | 14,10          | 5,90           | 90,00               | 83,19                     |

lességű házisertés, valamint egy házi tyúk ínt (1. ábra) elemeztünk. A szöveteket kivétel után a mérés kezdetéig fiziológiás nátrium-klorid oldatban (0,9 m/m%-os desztillált víz-asztali só keverék) tároltuk szobahőmérsékleten, a kivétel után a méréseket egy órán belül elvégeztük.

## 2.2. Mérési módszer

A szakítóvizsgálat szobahőmérsékleten történt, Instron 5965 elektromechanikus szakítógépet használtunk 5 kN-os erőmérő cellával (Instron Ltd., High Wycombe, UK), a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Mechanikai Anyagvizsgáló Laboratóriumában.<sup>20</sup> A használt mérőfej polimer anyagú, recés kialakítású volt, így a befogáshoz kicsúszás ellen csupán a befogott végek folyékony nitrogénnel való fagyasztását végeztük. (2. ábra). A mérés során előterhelést nem alkalmaztunk, a terhelést a minta szakadásáig végeztük, a befogófej sebessége 10 mm/perc volt. A terhelés során rögzítettük az erő-befogófej elmozdulása diagramot, valamint az adatokat táblázatba is kiírtuk a kiértékelés megkönnyítése érdekében, melyet Microsoft Excel (Microsoft Corp., Redmond, Washington, USA) végeztünk.

## 2.3. Anyagmodell

Az ín hiperelasztikus, összenyomhatatlan anyag, így a Mooney-Rivlin anyagmodell se-



1. ábra. A preparált házisertés és házi tyúk inak

gítségével jellemezhető, melyben a feszültségeket egy ismertnek feltételezett alakváltozási energiafüggvény deriválásával kapjuk meg. Az energiafüggvényt általános alakban az Ogden által javasolt módon<sup>20</sup> a főnyúlások segítségével írhatjuk fel (1), és a Mooney-Rivlin modellben alakváltozási invariánsokat felhasználva az 5 paraméteres alak adódik (2).

$$\Psi = \sum_{p=1}^N \frac{\mu_p}{\alpha_p} (\lambda_1^{\alpha_p} + \lambda_2^{\alpha_p} + \lambda_3^{\alpha_p} - 3) \quad (1)$$

ahol  $\Psi$  az energiafüggvény [MPa],  $\lambda_i$  a főnyúlások [-],  $N$  az energiafüggvényt alkotó tagok száma [-],  $\mu_p$  a nyírási modulus  $p$ -edik konstans összetevője [MPa], és  $\alpha_p$  dimenzió nélküli anyagi konstansok.



2. ábra. Az 1. számú sertés ín befogva

$N = 2, \alpha_1 = 2, \alpha_2 = -2$  felhasználásával és  $I_1, I_2, I_3$  alakváltozási invariánsokkal és felhasználva, hogy  $I_3 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 = 1$  (a főnyúlások szorzata az összenyomhatatlanság miatt 1) az energiafüggvény

$$\Psi = c_1 * (I_1 - 3) + c_2 * (I_2 - 3) + c_3 * (I_1 - 3)^2 + c_4 * (I_1 - 3)(I_2 - 3) + c_5 * (I_2 - 3)^2 \quad (2)$$

egyenletet kapunk, melyben

$$I'_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \quad (3)$$

$$I'_2 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2 \quad (4)$$

és  $c_1, c_2, c_3, c_4, c_5$  tapasztalati úton meghatározott anyagi konstansok.

Egytengelyű húzás esetén  $\lambda_1 = \lambda$  és  $\lambda_2 = \lambda_3 = \frac{1}{\lambda}$ . Ezt az energiafüggvény  $\lambda$  szerinti deriváltjába helyettesítve kapjuk meg a feszültség-nyúlás függvényt (5).

$$\sigma_{11} = 2 * c_{10} * \left(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda}\right) + 2 * c_{01} * \left(\lambda - \frac{1}{\lambda^2}\right) + 4 * c_{20} * \left(\lambda^4 - 3 * \lambda^2 + \lambda - \frac{2}{\lambda^2} + \frac{3}{\lambda}\right) + 6 * c_{11} * \left(\lambda^3 - \lambda^2 - \lambda - \frac{1}{\lambda^3} + \frac{1}{\lambda^2} + \frac{1}{\lambda}\right) + 4 * c_{02} * \left(2 * \lambda^2 + 3 * \lambda - \frac{1}{\lambda^4} + \frac{3}{\lambda^2} - \frac{1}{\lambda}\right) \quad (5)$$

ahol  $\sigma_{11}$  az első főnyúláshoz tartozó feszültség [MPa],  $c_i$  pedig ismét tapasztalati úton meghatározható anyagi konstansok.

Innen a legkisebb négyzetek módszerét használva megkaptuk a  $c$  értékeket és a közelítő görbéket ábráztuk is (4. ábra). Az 5. jelű mintára az ötváltozós illesztés nem megfelelő, mert a nagy értékeknél elválnak az eredeti vonaltól, így a számolt szekáns rugalmassági modulus értékét nagyban befolyásolná. Alternatívaként ennek vizsgálatához háromváltozós Mooney-Rivlin anyagmodellt választottunk, ami a görbe végén jobban illeszkedik (ebben az esetben az egyenletek kicsit módosulnak, eltűnik a  $c_{20}$  és  $c_{02}$  tag) (6).

$$\sigma_{11} = 2 * c_1 * \left(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda}\right) + 2 * c_2 * \left(\lambda - \frac{1}{\lambda^2}\right) + 6 * c_4 * \left(\lambda^3 - \lambda^2 - \lambda - \frac{1}{\lambda^3} + \frac{1}{\lambda^2} + \frac{1}{\lambda}\right) \quad (6)$$

A  $c$  tagok meghatározásának módját az egyszerűség kedvéért ezen a háromváltozós alakon mutatom be. A diagramban ábrázolt pontjaink segítségével alkalmazzuk a legkisebb négyzetek módszerét (7, 8).

$$e_i = 2 * c_1 * \left(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda}\right) + 2 * c_2 * \left(\lambda - \frac{1}{\lambda^2}\right) + 6 * c_4 * \left(\lambda^3 - \lambda^2 - \lambda - \frac{1}{\lambda^3} + \frac{1}{\lambda^2} + \frac{1}{\lambda}\right) - s_i \quad (7)$$

$$F = \Sigma \left( 2 * c_1 * \left(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda}\right) + 2 * c_2 * \left(\lambda - \frac{1}{\lambda^2}\right) + 6 * c_4 * \left(\lambda^3 - \lambda^2 - \lambda - \frac{1}{\lambda^3} + \frac{1}{\lambda^2} + \frac{1}{\lambda}\right) - s_i \right)^2 \quad (8)$$

ahol  $e_i$  a hibák,  $s_i$  a mért értékek,  $F$  a minimalizálandó függvény.

Az  $F$  függvény minimuma ott lesz, ahol a  $c$ -kel való parciális deriváltjai 0-val egyenlőek. Ezeket elvégezve és egyszerűsítve egy lineáris egyenletrendszert kapunk, amely a  $[c_1, c_2, c_4]$  vektorra megoldható. Az ötváltozós egyenlet esetén a konstansok számolásának menete hasonló.

### 3. EREDMÉNYEK

A minták rögzített erő-befogófej elmozdulás diagramja a 3. ábrán látható. A tönkremenetel mindegyik mérés esetében a befogás környékén történt, így a szakadás környéki paraméterek nem megbízhatónak. Így csak a görbék kezdeti részén megfigyelhető lineáris szakasz merekségét, másnéven a szekáns rugalmassági moduluszt számítottuk és elemeztük. Ezt a lineáris szakaszt az egyes görbék közül manuálisan jelöltük ki. Az inakat összenyomhatatlan anyagnak tekintettük, így az állandó térfogat miatt minden időlépésben a nyúlás alapján megváltozott keresztmetszeti átmérőt számoltunk. Felhasználásával mind alakváltozás (9) mind a feszültség (10) számítható.

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l} \quad (9)$$

$\varepsilon$  az alakváltozás [-],  $\Delta l$  a befogási hossz megváltozása (a befogófej elmozdulása) [m],  $l$  pedig a befogási hossz a mérés kezdetekor [m]

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (10)$$

$\sigma$  a feszültség [MPa],  $F$  az erő [N],  $A$  pedig a keresztmetszet az adott mérési pontban [mm<sup>2</sup>].

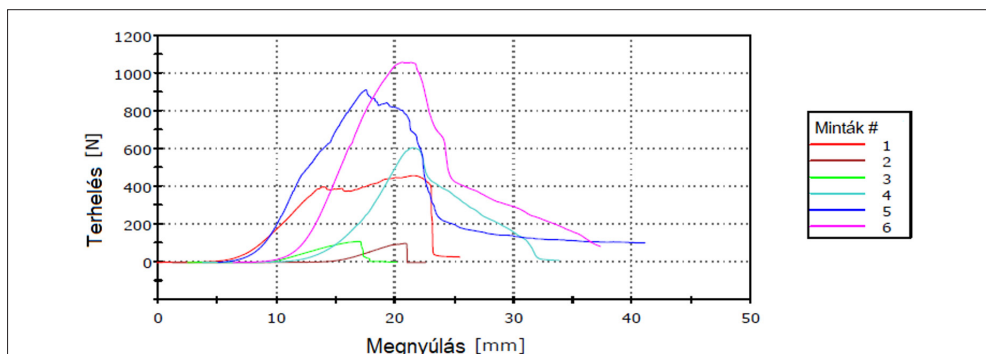
A kapott értékeket minden szövet esetében egy feszültség-alakváltozás diagramon ábrázoltuk (3. ábra). Az egyes minták szekáns rugalmassági modulusát ezen görbék számolt adatok segítségével meghatározott lineáris szakaszából számítottuk, az egyszerűbb összehasonlítás kedvéért ezek kezdetét a 0 pontba toltuk, így korrigált görbéket kaptunk. A lineáris szakasz kezdeti és végpontjaiban számolt értékek a 2. táblázatban láthatók.

Ehhez az első és utolsó számolt értéket összekötöttük, és az így kapott vonal meredekségét, ez a szekáns rugalmassági modulusát számoltuk (3. táblázat).

A tapasztalati úton meghatározható  $c$  anyagi konstansokat az előző fejezetben bemutatott módon (7) és (8) egyenletekkel számoltam (4. táblázat).

A mérések átlagára a 2.3 fejezetben bemutatott háromparaméteres Mooney-Rivlin módszerrel görbét illesztettünk. Az átlaggörbét csak a házi sertésből származó inakból számítottuk, így a 3. mintát, amely házityúkból származott, kihagytuk (4. ábra). Az illesztett görbék segítségével minden méréshez és az átlaghoz is szekáns rugalmassági modulusát számítottunk (4. táblázat utolsó sora).

A 4. táblázatban szereplő adatokból leolvasható, hogy az egyes szövetek lineáris szakasz végén mért megnyúlása különbözik, melynek oka lehet az inak eltérő kiindulási mérete, valamint típusa. A különbségek értékben nem mutatnak jelentős eltérést (0,135-0,176



3. ábra. A szakítóvizsgálat során adódó erő-befogófej elmozdulás görbék

2. táblázat. A lineáris szakasz elején és végén leolvasható értékek

| Szövet típusa | Minta | Alakváltozás lineáris szakasz elején [-] | Feszültség lineáris szakasz elején [MPa] | Alakváltozás lineáris szakasz végén [-] | Feszültség lineáris szakasz végén [MPa] |
|---------------|-------|------------------------------------------|------------------------------------------|-----------------------------------------|-----------------------------------------|
| Házisertés    | 1     | 0,051                                    | 0,094                                    | 0,176                                   | 15,009                                  |
| Házisertés    | 2     | 0,080                                    | 0,035                                    | 0,135                                   | 5,261                                   |
| Házisertés    | 4     | 0,054                                    | 0,080                                    | 0,135                                   | 9,164                                   |
| Házisertés    | 5     | 0,010                                    | 0,095                                    | 0,159                                   | 22,137                                  |
| Házisertés    | 6     | 0,032                                    | 0,086                                    | 0,159                                   | 14,725                                  |
| Házi tyúk     | 3     | 0,134                                    | 0,705                                    | 0,313                                   | 130,586                                 |

a házisértés esetében), azonban az átlag számításánál fontos szerepük van. Az átlagokra illesztett görbéből számolt modulus lett a legalacsonyabb, ez annak köszönhető, hogy ennek számításakor a százalékos nyúlás maximumok közül a legkisebbik (a kettes mérésnél kapott) értékig vizsgáltuk csak a görbéket. Az átlagot így a legtöbb görbének a kezdeti, kisebb meredekségű szakaszából kaptuk, míg a táblázatban a többi érték a teljes görbékre vonatkozik.

#### 4. MEGBESZÉLÉS

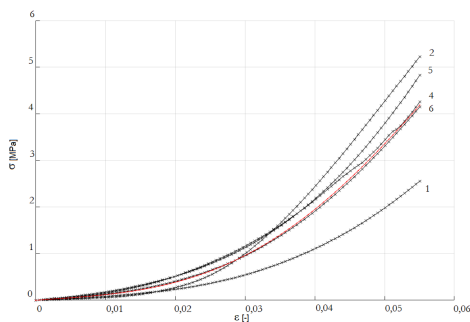
Jelen kutatás célja egy megbízható mérési protokoll kidolgozása I-es típusú kollagénről készített többszintű mechanikai modell verifikálására. Ehhez szükséges mind viszkoelasztikus-, mind szakadási tulajdonságok vizsgálata, melyre kevés módszer található az irodalomban.

3. táblázat. Az mérésekből számolt szakáns rugalmassági modulus

| Szövet típusa | Minta | Szakáns rugalmassági modulus [MPa] |
|---------------|-------|------------------------------------|
| Házisértés    | 1     | 14,916                             |
| Házisértés    | 2     | 5,226                              |
| Házisértés    | 4     | 9,084                              |
| Házisértés    | 5     | 22,043                             |
| Házisértés    | 6     | 14,640                             |
| Házisértés    | Átlag | 4,194                              |
| Házi tyúk     | 3     | 129,881                            |

Vizsgálatunk során hentestől vásárolt állati inakat mértünk, a befogást folyékony nitrogén használatával biztosítva. Az előzetesen végzett próbamérések segítségével megállapítottuk, hogy a szakadásig végzett méréshez nem szükséges előterhelés, a húzási sebesség 10 mm/perc. A szövetek kezdeti lineáris szakaszán való szekáns rugalmassági modulus volt a vizsgált paraméter, ezek átlagára illesztett görbe modulusa 4,194 MPa volt, ami nagyságrendileg megegyezik Zhang és Fu által 2013-ban mért értékekkel<sup>21</sup> (az értékek 2,08-6,99 MPa között mozogtak, 3,915 MPa átlaggal).

A méréseink során a tönkremenetel minden mintánál a befogás környezetében történt, amiből arra következtethetünk, hogy az egy-szeri fagyasztás nem lesz megfelelő módszer a szakadási-, és a viszkoelasztikus tulajdonsá-



4. ábra. A mérések átlagára illesztett görbe (feketével az eredeti korrigált értékek, pirossal az illesztett)

4. táblázat. Az illesztéshez használt c értékek

| Minta       | $c_{10}$ [Pa]           | $c_{01}$ [Pa]           | $c_{20}$ [Pa]        | $c_{11}$ [Pa]        | $c_{02}$ [Pa]        |
|-------------|-------------------------|-------------------------|----------------------|----------------------|----------------------|
| 1           | $-0,0167 \cdot 10^4$    | $0,0169 \cdot 10^4$     | $2,0624 \cdot 10^4$  | $-5,0591 \cdot 10^4$ | $3,1229 \cdot 10^4$  |
| 2           | $-0,0002946 \cdot 10^6$ | $0,0002970 \cdot 10^6$  | $-0,5316 \cdot 10^6$ | $1,0725 \cdot 10^6$  | $-0,5385 \cdot 10^6$ |
| 3           | $0,1938 \cdot 10^4$     | $-0,1938 \cdot 10^4$    | $0,9032 \cdot 10^4$  | $-2,1336 \cdot 10^4$ | $-1,1277 \cdot 10^4$ |
| 4           | $0,0004193 \cdot 10^6$  | $-0,0004193 \cdot 10^6$ | $-0,5332 \cdot 10^6$ | $1,1318 \cdot 10^6$  | $-0,6011 \cdot 10^6$ |
| 5 (5 vált.) | $-0,0003526 \cdot 10^4$ | $0,0003526 \cdot 10^4$  | $0,9573 \cdot 10^5$  | $-2,1558 \cdot 10^5$ | $1,217 \cdot 10^5$   |
| 5 (3 vált.) | $3,7148 \cdot 10^2$     | $-3,7148 \cdot 10^2$    |                      | $-2,1695 \cdot 10^2$ |                      |
| 6           | $-0,0019 \cdot 10^5$    | $0,0019 \cdot 10^5$     | $0,8602 \cdot 10^5$  | $-1,963 \cdot 10^5$  | $1,1245 \cdot 10^5$  |
| Átlag görbe | $0,0009919 \cdot 10^4$  | $-0,0006707 \cdot 10^4$ | $-4,4667 \cdot 10^4$ | $7,1311 \cdot 10^4$  | $-2,4428 \cdot 10^4$ |

gok mérésére sem. A következő lépés a kutatásban egy korábban kidolgozott eljárás<sup>8</sup> használata, melynek során a fagyasztás szárazjég segítségével a mérés teljes időtartama alatt megoldott.

## 5. ÖSSZEFOGLALÁS

Összefoglalva megállapíthatjuk, hogy a befogott rész fagyasztásával az inak egyszeri,

tönkremenetelig való tesztelése megoldható. Az eredményeink alapján a szakász rugalmassági modulusra kellően pontos értékeket kapunk, azonban a szakadás környéki paraméterek nem megbízhatók, ugyanis ez minden esetben a befogásnál, vagy annak környezetében jött létre. Így a pontos tönkremeneteli paraméterek és a viszkoelasztikus mérések elvégzéséhez folyamatos fagyasztás és a szövet nedvesen tartása javasolt.

**A szerzők részvétele:** C. A.: Methodology, software, validation, formal analysis, investigation, data curation, writing – original draft, visualization, L.É.I.: Methodology, conceptualization, investigation, project administration, resources, writing – review & editing, T.B.: Methodology, conceptualization, investigation, project administration, resources, writing – review & editing, K.R.M.: Writing – review & editing, supervision.

**Köszönetnyilvánítás:** -

**Támogatás:** A bemutatott kutatás a BME-EGA-02 számú projekt részeként az Innovációs és Technológiai Minisztérium Nemzeti Kutatási Fejlesztési és Innovációs alapról nyújtott támogatással, a TKP2021 pályázati program finanszírozásában valósult meg.

**Összeférhetlenség:** Nincs.

## IRODALOM

1. *Grega KL, Segall RN, Vaidya AJ, Fu C, Wheatley BB.* Anisotropic and viscoelastic tensile mechanical properties of aponeurosis: Experimentation, modeling and tissue microstructure. *Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* 2020;110:e103889.
2. *Hammer N, Huster D, Fritsch S, Hädrich C, Koch H.* Do cells contribute to tendon and ligament biomechanics? *Plos One.* 2014;9(8):e105037.
3. *Zwirner J, Ondruschka B, Scholze M, Schulze-Tanzil G, Hammer N.* Biomechanical characterization of human temporal muscle fascia in uniaxial tensile tests for graft purposes in duraplasty. *Sci. Rep.* 2021;11:2127.
4. *Zwirner J, Scholze M, Wadell JN, Ondruschka B, Hammer N.* Dura mater in tension – An analysis at an age range of 2 to 94 years. *Sci. Rep.* 2019; 13;9(1):16655.
5. *Hangody Gy, Pánics G, Szabó G, Kiss R, Hangody L, Pap K.* Pitfalls during biomechanical testing – Evaluation of different fixation methods for measuring tendons endurance properties. *Physiology International.* 2016;103(1):86-93.
6. *Firminger CR, Brent EW.* A biomechanical study of clamping technique on patellar tendon surface strain and material properties using digital image correlation. *Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* 2021;113:104156.
7. *Wieloch P, Buchmann G, Roth W, Rieckert M.* A cryo-jaw designed for in vitro tensile testing of the healing. *Journal of Biomechanics.* 2004; 37:1719-22.
8. *Faragó D, Kiss RM.* A gamma-sugárzás hatása különféle inak mechanikai tulajdonságaira - statikus vizsgálatok. *Biomechanica Hungarica.* 2021;14(1):7-19.



9. *Kukreti U, Belkoff SM.* Collagen fibril D-period may change as a function of strain and location in ligament. *Journal of Biomechanics.* 2000;33:1569-74.
10. *Silver FH.* Mechanical properties of collagen fibers: a comparison of reconstituted and rat tail tendon fibres. *Biomaterials.* 1989;10(1):38-42.
11. *Shen ZL, Dodge MR, Kahn H, Ballarini R, Eppel SJ.* Stress-Strain experiments on individual collagen fibrils. *Biophysical Journal.* 2008;95:3956-63.
12. *Silver FH, Christiansen DL, Snowhill PB, Chen Y.* Role of storage on changes in the mechanical properties of tendon and self-assembled collagen fibers. *Connective Tissue Research.* 2000;41(2):155-64.
13. *Silver FH, Christiansen DL, Snowhill PB, Chen Y.* Transition from viscous to elastic-based dependency of mechanical properties of self-assembled type I collagen fibers. *Journal of Applied Polymer Science.* 2001;79:134-42.
14. *Silver FH, Ebrahimi A, Snowhill PB.* Viscoelastic properties of self-assembled type I collagen fibers: molecular basis of elastic and viscous behaviors. *Connective Tissue Research.* 2002;43:569-80.
15. *Bloom ET, Lee AH, Elliot DM.* Tendon multi-scale structure, mechanics and damage are affected by osmolarity of bath solution. *Annals of Biomedical Engineering.* 2020;49:1058-68.
16. *Newton JB, Fryhofer GW, Rodriguez AB, Kuntz AF, Soslowsky LJ.* Mechanical properties of the different rotator cuff tendons in the rat are similarly and adversely affected by age. *Journal of Biomechanics.* 2021;117:110249.
17. *Göçler DJ, Faragó D, Szabényi G, Kiss RM, Pap K.* The effect of sterilization and storage on the viscoelastic properties of human tendon allografts. *Journal of Biomechanics.* 2021;127:110697.
18. *Ogden RW.* Large deformation isotropic elasticity – on the correlation of theory and experiment for incompressible rubberlike solids. *Proceedings of the Royal Society of London. Series A, Mathematical and Physical Sciences.* 1972;326:565–584.
19. *Kemény A, Károly D, Pammerl D.* Új típusú gerincimplantátum vizsgálata (Examination of novel spine implant) Kolozsvár : A XXII. Fialat Műszakiak Tudományos Ülésszaka előadásai, Románia.
20. *Silver FH, Christiansen DL, Snowhill PB, Chen Y, Landis WJ.* The role of mineral in the storage of elastic energy in turkey tendons. *Biomacromolecules.* 2000;1:180-5.
21. *Zhang ZJ, Fu SN.* Shear elastic modulus on patellar tendon captured from supersonic shear imaging: correlation with tangent traction modulus computed from material testing system and test–retest reliability. *Plos One,* 2013;8(6): e68216.