

Zsákai Zsolt<sup>1</sup>

## Az emberi térd, csípő és gerinc biomechanikai jellemzői, valamint terhelés hatására létrejött elváltozásainak áttekintő elemzése

### 3. rész: A lumbalis gerinc biomechanikája

#### An Overview of the Biomechanical Characteristics of the Human Hip, Knee and Spine, as well as the Changes Caused by Exercise

##### Part 3: Biomechanics of the Lumbar Spine

„Annak, aki sebész akar lenni, előbb háborúba kell menni.”

*Hippokratész*

Cikksorozatomban harmadik részében a deréktáji gerinc biomechanikai elemzését végzem. Irodalmi példákon fogom bemutatni, hogy a megnövekedett terhelés, a katonai szolgálat során a gerincet ért hatások és egyéb tényezők milyen nagy hatással vannak a gerincpanaszok kialakulására. A kiképzéssel és bevetéssel járó megterhelés ellensúlyozására fontosnak tartom a megfelelő stratégia kiépítését preventív szempontok alapján, növelve ezáltal a kezelés hatékonyságának fokát, végeredményként pedig csökkentve a gerincbetegségek kialakulásának kockázatát.

**Kulcsszavak:** lumbalis gerinc, biomechanika, degeneratív betegség, porckorongsérv, derékfájdalom

<sup>1</sup> Főorvos, Borsod-Abaúj-Zemplén Megyei Központi Kórház és Egyetemi Oktató Kórház, e-mail: [zsakaizsolt@zsakaizsolt.com](mailto:zsakaizsolt@zsakaizsolt.com)

In the third part of my article series, I perform a biomechanical analysis of the lumbar spine. I will use examples from the literature to show what a significant effect increased load, effects on the spine during military service and other factors have on the development of spine complaints. To counterbalance the burden of training and deployment, I consider building a strategy based on appropriate preventive factors to be important, thereby increasing the effectiveness of treatment and ultimately reducing the risk of developing spine diseases.

**Keywords:** lumbar spine, biomechanics, degenerative disease, disc herniation, low back pain

## 1. Bevezetés

Cikksorozatomban harmadik részében az emberi gerinc biomechanikáját, túlterhelésével járó problémakörét vizsgálom. Írásomban képet szeretnék adni gerincünk bonyolultságáról, összetettségéről, be szeretném mutatni, hogy e rendszer túlterhelése – a katonai szolgálat alatti túlterhelést is beleértve – krónikus gerincpanaszok kialakulásához vezet. Kutatásomban az aktív szolgálatot teljesítő állomány mozgásszervi problémáit, azok előfordulását vizsgálva, a nemzetközi irodalmat áttekintve körvonalazódott bennem a téma fontossága. Az anatómiai részletek és az egyes betegségek elemzése nem tartozik e cikk témájába, így ezekre nem térek ki részletesen, azonban érintőlegesen, a könnyebb érthetőség miatt fontos ezeknek a bemutatása is.

## 2. A gerinc anatómiája

A gerincoszlop (*columna vertebralis*) 33-35 csigolyából álló vázrész, amelyet jellemzően 7 db nyakcsigolya (*vertebrae cervicales*), 12 db hátcsigolya (*vertebrae thoracicae*), 5 ágyéki csigolya (*vertebrae lumbales*), 5 db összecsontosodott keresztcsonti csigolya (*sacrum*) és 4-6 csökevényes farokcsonti csigolya (*vertebrae coccygeae*) alkot. Régióként eltérő anatómiai jellemzőkkel rendelkeznek, ezek alapján valódi és álcsigolyákra is feloszthatjuk. Az utolsó 9-11 csigolya álcsigolya, az első 24 csigolya pedig valódi. A valódi csigolyákon megkülönböztetünk testet (*corpus vertebrae*), íveket (*arcus vertebrae*), amelyek a csigolyalyukakat (*foramen vertebrae*) fogják közre. Tulajdonképpen a csigolyalyukak alkotják a gerinccsatornát (*canalis vertebralis*). A hátulsó tövisnyúlvány (*processus spinosus*), valamint az oldalsó nyúlványok (*processus transversus*), illetve a felfelé és lefelé irányuló, páros ízületi nyúlványok jellegzetes anatómiai részletek, anatómiarégióként eltérő sajátosságokkal, amelyek részletezése nem szükséges jelen írás tartalma szempontjából.<sup>2</sup>

A csigolyák közti összeköttetéseket kizsízületek, szalagok (*syndesmosis*), összecsontosodások (*synostosis*) és rostos porcos összeköttetések (*synchondrosis*) biztosítják. Tanulmányom és kutatásom szempontjából ezen utóbbinak van nagyobb

<sup>2</sup> Szentágothai János – Réthelyi Miklós: *Funkcionális Anatómia 1 kötet*. Budapest, Medicina Kiadó – Semmelweis Kiadó, 1996. 308–313.

jelentősége, mert a gerincpanaszok kialakulásában a synchondrosisok játszanak nagy szerepet, ugyanis ezen összeköttetések a tulajdonképpeni csigolya közti porckorongok (*disci intervertebrales*), amelynek betegségei, különös tekintettel annak sérvésedését (*discus hernia*), akár markáns, az aktív katonai szolgálatot is lehetetlenné tévő tünetegyüttes kialakulásához vezethetnek. A cikk további részében célzottan, a könnyebb érthetőség kedvéért a megfelelő részbe illesztve, még kitérek anatómiai részletekre.

A probléma megértéséhez sokkal jobb megközelítést ad, ha megértjük a gerincünk biomechanikáját, ezért célokom a következő részekben ennek részletesebb kifejtése, természetesen szem előtt tartva mindezek lényegi és érthetőségi szempontjait.<sup>3</sup>

### 3. A gerinc biomechanikája

Az emberi mozgás fejlődése során, fokozatosan alakulnak ki a gerinc görbületei. Normál esetben a végső görbületekre a következők jellemzők: a nyaki szakaszon előre irányuló domborulat, a háti szakaszon hátra irányuló, az ágyéki szakasz szintén előre, majd a keresztcsonti szakasz ismét hátra domboruló irányultságot mutat. Az előre domboruló görbületeket *lordosisoknak*, a hátrafelé irányulókat *kyphosisoknak* nevezzük.<sup>4</sup> A görbületek mértéke a *thoracalis kyphosis* esetén megközelítőleg 30 fok, a *lumbalis lordosis* területén 40 fok körüli, a *lumbosacralis* átmenetben pedig 45 fok átlagértéket mutat.<sup>5</sup>

A gerinc mozgásait a csigolyák, a porckorongok, szalagok és izmok biztosítják. Összeségében kijelenthető, hogy a gerinc nagy mozgástartománnyal rendelkezik, azonban síkonként és gerincszakaszonként eltérő hányaddal vesz részt az adott mozgás kialakításában. Főbb mozgásirányai az előre- és hátrahajlás, oldalirányú hajlás, valamint a csavarodás (*torsio*).<sup>6</sup> A nyaki és ágyéki szakasz jelentős előrehajlást enged, míg a háti szakasz keveset. Hátrahajlásnál a nyaki és ágyéki rész kezdeti része vesz részt leginkább ebben a mozgásban, a háti szakaszon a csigolyanyúlványok összetorlódása miatt ez a mozgás jelentősen kisebb mértékű. Az előre- és hátrahajlás során a rotációs központ a porckorong középpontjának területére esik<sup>7</sup> (1. ábra).

Közelebbről megvizsgálva azonban az előre- és hátrahajlás tulajdonképpen az elemi mozgásszegmentumot alkotó felső (*cranialis*) csigolya rotációja és hátra vagy előre elcsúszása a szegmentumot alkotó alsó (*caudalis*) csigolyához képest. Az elcsúszás mértéke egészséges, degeneratív elváltozásokat nem elszenvedő szegmentum esetén körülbelül 2 mm.<sup>8</sup> Természetesen ez az elcsúszó effektus a forgásközpontot a centrumból kissé a szegmentumot alkotó alsó csigolya felé helyezi át. Frobin és munkatársai munkájukban mérték meg új, pontosabb módszerrel az elcsúszás mértékét. A mérés

<sup>3</sup> Szentágothai-Réthy (1996): i. m. 313–316.

<sup>4</sup> Szentágothai-Réthy (1996): i. m. 318–320.

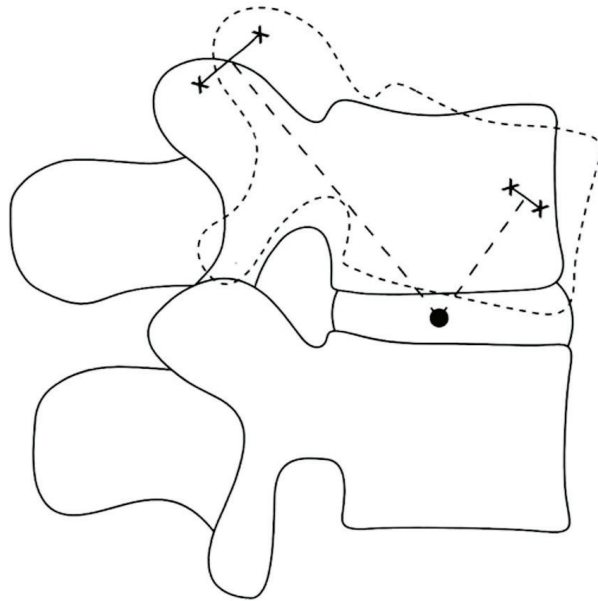
<sup>5</sup> Szendrői Miklós (szerk.): *Ortopédia*. Budapest, Semmelweis Kiadó, 2005. 216.

<sup>6</sup> Paul Brinckmann – Wolfgang Frobin – Gunnar Leivseth: *Musculoskeletal Biomechanics*. Stuttgart – New York, Thieme, 2002. 105.

<sup>7</sup> Brinckmann-Frobin-Leivseth (2002): i. m. 105.

<sup>8</sup> Brinckmann-Frobin-Leivseth (2002): i. m. 105.

újdonsága az volt, hogy a szomszédos csigolyák testének középpontját vették alapul.<sup>9</sup> Mintegy 2%-os eltérést találtak, és azt állapították meg, hogy ez a csigolyatest méreteiből vonatkoztatva kifejezhető mm-ben is. Tehát egy 35 mm-es csigolya esetén 0,7 mm-nek adódik ez az érték, ami nagymértékű pontosságra engedett következtetést a mérések során.<sup>10</sup>



1. ábra: A gerinc rotációs központja előrehajlás esetén

Forrás: Brinckmann–Frobin–Leivseth (2002): i. m. 105.

Megjegyzés: Előrehajlás során az elemi mozgásszegmentum rotációs központja megközelítőleg a porckorong középpontjába esik.

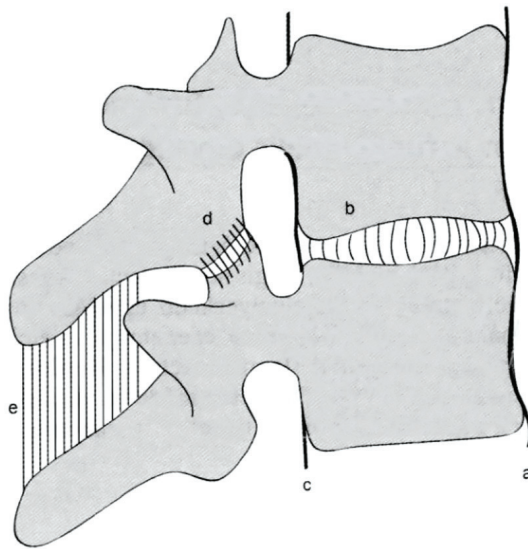
Oldalirányú hajlás során szintén a fent említett szakaszok jellemzői érvényesülnek. A gerinc tengelyirányú csavarodása mintegy 45 fokos. Ebben a nyaki gerinc vesz részt leginkább, majd a háti gerinc, az ágyéki csigolyák esetén pedig nem beszélhetünk effektív torsióról.<sup>11</sup>

Fontos fogalom az elemi mozgásszegmentum fogalma, amelyet ismernünk kell a gerinc biomechanikai sajátosságainak szempontjából. Elemi mozgásszegmentumnak nevezzük a gerinc alapvető funkcionális egységét, amelyet a 2. ábra szemléltet.

<sup>9</sup> Wolfgang Frobin et al.: Precision Measurement of Segmental Motion from Flexion-Extension Radiographs of the Lumbar Spine. *Clinical Biomechanics*, 11. (1996), 8. 457–465.

<sup>10</sup> Brinckmann–Frobin–Leivseth (2002): i. m. 106.

<sup>11</sup> Szentágothai–Réthelyi (1996): i. m. 318–320.



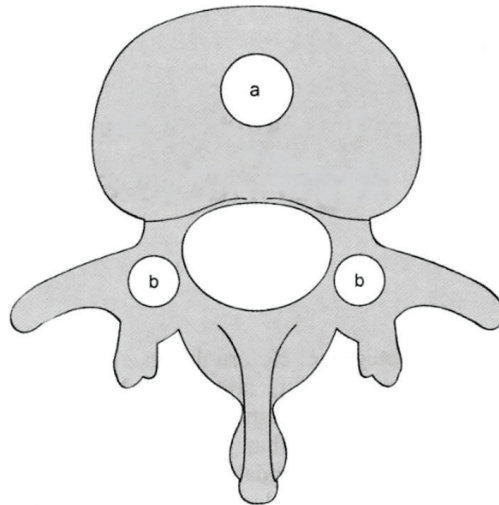
2. ábra: A gerinc elemi mozgásszegmentuma

Forrás: Szendrői (2005): i. m. 214.

Megjegyzés: a) elülső hosszanti szalag (*ligamentum longitudinale anterius*); b) porckorong (*discus intervertebralis*); c) hátsó hosszanti szalag (*ligamentum longitudinale posterius*); d) kisízület; e) tüskenyúlvány közti szalag (*ligamentum interspinosum*)

A gerinc fontos feladatait úgy kell elvégezze, hogy stabilitása, merevsége mellett a hajlékonyságát és rugalmasságát is megőrizze. Ezt a kettős és egymásnak ellentmondó biomechanikai tényét az elemi mozgásszegmentumok és a három oszlop elméletével összefoglalt jelenség révén tudja elérni. Az elemi mozgásszegmentum két egymást követő csigolyából és az azokat összekötő minden anatómiai alkotóból áll (2. ábra). A három oszlop elméletet horizontális (3. ábra) és sagittális (4. ábra) síkra vonatkoztatva kell értelmezni. Horizontális síkban az elülső oszlopot a csigolyatestek, discusok és szalagok, míg a hátsó oszlopokat a kisízületek alkotják. Sagittális síkban a csigolyatest elülső kétharmada a discus egy része, valamint a *ligamentum longitudinale anterius* alkotja. A csigolyatest hátsó harmada, a *ligamentum longitudinale posterius* és a pediculusok egy része a középső, a pediculusok hátsó része, a kisízületek, valamint a csigolyanyúlványok pedig a hátsó oszlopot alkotják. Az elemi mozgásszegmentum vizsgálatakor kitűnik, hogy a két csigolya kétkarú emelőnek fogható fel, ahol az alátámasztási pont a kisízületeknél helyezkedik el. Ez a kétkarú emelő elv segíti a csigolyákra ható nyomási erőt aktív és passzív módon is eliminálni.<sup>12</sup>

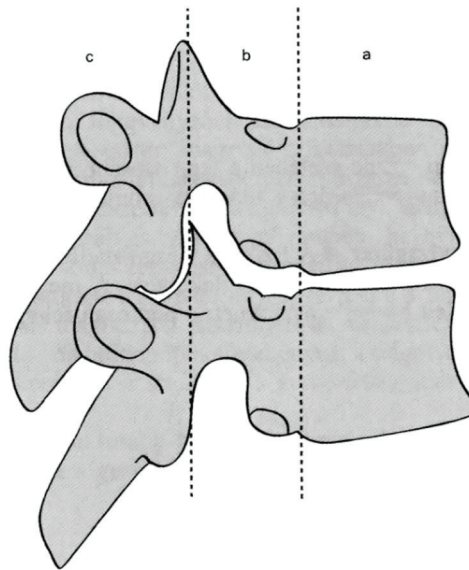
<sup>12</sup> Szendrői (2005): i. m. 214–215.



3. ábra: A horizontális síkra vetített 3 oszlop elmélet

Forrás: Szendrői (2005): i. m. 214.

Megjegyzés: a) elülső oszlop; b) hátsó oszlop



4. ábra: A sagittális síkra vetített 3 oszlop elmélet

Forrás: Szendrői (2005): i. m. 217.

Megjegyzés: a) elülső oszlop; b) középső oszlop; c) hátsó oszlop

A teljesség igénye nélkül a gerincoszlop feladatait, annak mechanikai szerepét a következőképpen lehetne jellemezni:

- A test stabilitásának biztosítása.
- A test egyensúlyának biztosítása.
- A test központi vázát alkotja.
- A központi idegrendszer védelmét biztosítja.
- A koponya tartása, térbeli orientációjának biztosítása.
- A törzs térbeli hajlékonyságának biztosítása.
- Részt vesz a bordakosár alkotásában.
- Kapcsolatot biztosít a vállövvel.
- Kapcsolatot biztosít a medenceövvel.

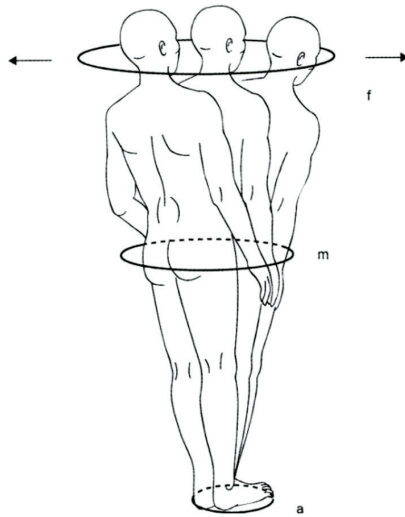
A gerinc biomechanikája szempontjából a stabilitás és egyensúly-biztosítás problémájára érdemes megfelelő mértékben kitérni, hiszen e fogalmak mögé rendezett funkció – illetve annak eltérése, főleg fokozott terhelés esetén – jelentheti a tünetek akár korai kialakulását és a panaszok megjelenését.

A gerinc stabilitása szintén az elemi mozgásszegmentum vizsgálatával határozható meg: az ezt alkotó, két szomszédos csigolya egymáshoz képest, a fiziológias értékeken túl nem elmozdítható. Ebből könnyen következhetne, hogy instabilitáson pedig ennek az ellenkezőjét lehet érteni, azaz, hogy az elemi mozgásszegmentumot alkotó két csigolya egymáshoz képest, a fiziológiástól eltérő mértékben, kórosan elmozdítható. Az instabilitás fogalmát azonban árnyalja a *potenciális instabilitás* meghatározása, amelynek jelentése az, hogy bár objektív, dinamikus vizsgálómódszerekkel nem kimutatható az aktuális instabilitás, azonban jelen van olyan betegség vagy trauma következtében kialakult elváltozás vagy fejlődési rendellenesség, amely magában hordozza az abnormális elmozdulás veszélyét.<sup>13</sup>

Sajnos a potenciális instabilitás okainak nagy része akár fedve is maradhat, pedig azoknak diagnosztizálása esetén preventív intézkedésekkel, odafigyeléssel a panaszok kialakulását is elkerülhetjük, vagy elodázhathatjuk. Különösen igaz ez nagyobb megterhelés fennállása esetén, így a szolgálatot teljesítő, aktív állományban lévő katonák esetében is.

A másik fontos funkciója gerincünknek a test egyensúlyi helyzetének biztosítása. Egyensúlyi helyzet akkor adódik, ha a gravitációs tengely és a súlypont vetülete az alátámasztási felszín közepén marad, egy tengelyen elhelyezkedve. Testünk jellemzője, hogy minden irányban ugyanolyan amplitúdójú mozgásokkal próbálja fenntartani az egyensúlyi helyzetét, mindezt pedig minimális izommunkával teszi. Álló helyzetben az alátámasztási pontot lábaink alkotják, és ettől a medence és fej azonos amplitúdójú, a tér minden irányába mutató mozgást végez (5. ábra), amelyet a térben egy szelvényként tudjuk értelmezni: ez a gazdaságos munka kúpja.

<sup>13</sup> Szendrői (2005): i. m. 216.

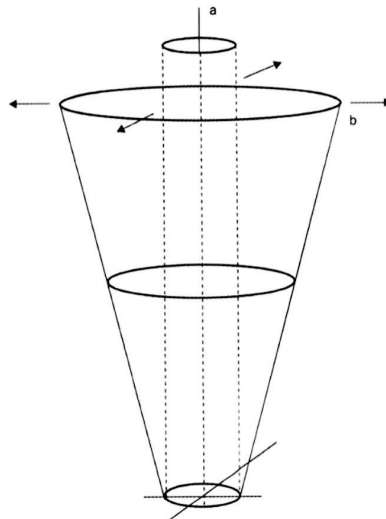


5. ábra: A test egyensúlyi helyzete

Forrás: Szendrői (2005): i. m. 217.

Megjegyzés: a) alátámasztási terület; m) a medence mozgássíkja; f) a fej mozgássíkja

Az egyensúly fenntartásához szükséges maximális izommunka felhasználásával kialakított térbeli szelvényt a maximális munka kúpjaként definiálhatjuk<sup>14</sup> (6. ábra).



6. ábra: Az egyensúlyi helyzetben megjelenő mozgáskúpok

Forrás: Szendrői (2005): i. m. 217.

Megjegyzés: a) gazdaságos munka síkja; b) maximális munka síkja

<sup>14</sup> Szendrői (2005): i. m. 216–217.



Ekkor a gravitációs tengelyen elhelyezkedő súlypont nem esik kívül az alátámasztási felszín területén. Ha a gravitációs tengelyre illeszkedő súlypont kívül esik az alátámasztási felszín területén, akkor nagyobb izomerőre, ezáltal pedig nagyobb energiára is van szükség az egyensúlyi helyzet fenntartásához.

Az eddig írottakból is tapasztalhattuk, hogy a gerinc biomechanikája rendkívül összetett és bonyolult összefüggésekből és jellemzőkből álló tulajdonsága központi támasztórendszerünknek. Természetesen a mozgás mellett a terhelési viszonyok is fontos hatáskülönbségek, amelyek a gerincünket érhetik, hiszen a mindennapi életvitel során, különösképpen pedig a nagy fizikai megterhelések esetén gerincünkre is nagyobb terhelés jut. A katonai szolgálat során fellépő megnövekedett terhelés túlterhelés formájában jelenik meg, a megnövekedett izomtevékenység, mozgásfokozódás és a gerincet érő erőbehatások miatt. A test súlyának cipelése önmagában is hatással van mozgásszervrendszerünkre, azonban a plusz tömeg, mint például a fegyver, málha, testpáncél, öltözet viselése ezt a hatást felerősíti, és túlterheléses betegségek kialakulására is hajlamosít. Ezt a túlterhelést a gerincoszlop derékszaka biomechanikájának összefüggésében többen is vizsgálták.

A tömeg emelésekor fellépő erők, amelyek tulajdonképpen az emelés közbeni egyensúlyi helyzetet biztosítják, és kiegyensúlyozzák a gravitációs erőt, a gerinc két oldalán elhelyezkedő izmok erejének összeadódásából tevődnek össze.<sup>15</sup> A gerincre ható erő az aktuális testhelyzettől is függ, az erre vonatkozó összefüggéseket a későbbiekben tárgyaljuk. Természetesen az egyensúlyi helyzetet adó, összeadódó izomerő nemcsak a tartott tömeg súlyát, hanem a test súlyát is ellensúlyozza. Ha ugyanezt vizsgáljuk nemcsak tartott, hanem gyorsulással mozgatott esetben, akkor azt tapasztaljuk – és a vizsgálatok eredménye is ezt mutatta –, hogy a statikus helyzetet összehasonlítva a dinamikus helyzettel, ezen utóbbinál nagyobb erő szükségeltetik az egyensúlyi helyzet megtartásához, következésképpen a gerincre is nagyobb erő hat.<sup>16</sup>

Itt szeretnék megemlíteni egy kevésbé egyértelmű, de annál érdekesebb összefüggést mutató tény: az emelő munkavégzés közben megnövekedett hasúri nyomás tényét. A hasi izmok (*musculus obliquus internus abdominis*, *musculus obliquus externus abdominis*, *musculus transversus abdominis*) működése biztosítja a hasüregben megjelenő nyomás emelkedését. Ennek eredményeként a lumbalis gerincszakasz stabilizációját feltételezzük, bár vannak olyan elméletek, amelyek mintegy melléktermékként megjelenő jelenségnek írják le a megnövekedett hasi nyomást.<sup>17</sup> Érdekesség, hogy számos nagy erő kifejtéssel járó sport vagy tevékenység közben elterjedt bizonyos széles övek használata, noha az erre vonatkozó vizsgálatok bebizonyították, hogy ezek sem az izomerőre, sem a lumbalis gerinc sérülés elleni védelemre szignifikánsan nem hatnak.<sup>18</sup> Használatuk értelme abban rejlik, hogy legalább a törzs flexiójának

<sup>15</sup> Brinckmann–Frobin–Leivseth (2002): i. m. 106–108.

<sup>16</sup> T. P. J. Leskinen et al.: A Dynamic Analysis of Spinal Compression with Different Lifting Techniques. *Ergonomics*, 26. (1983a), 6. 595–604.; T. P. J. Leskinen et al.: The Effect of Inertial Factors on Spinal Stress When Lifting. *Engineering in Medicine*, 12. (1983b), 2. 87–89.

<sup>17</sup> Brinckmann–Frobin–Leivseth (2002): i. m. 108–110.

<sup>18</sup> J. R. Reyna et al.: The Effect of Lumbar Belts on Isolated Lumbar Muscle. Strength and Dynamic Capacity. *Spine*, 20. (1995), 1. 68–73.

lehetőségét csökkentik mozgásbeszűkülést okozó hatásukkal, ami pedig valóban csökkenti a sérülések kockázatát.<sup>19</sup>

Természetesen az utóbbi három fejezetben tárgyalt összefüggéseket tovább lehet finomítani, és ennek megfelelően érdekes gyakorlati következtetéseket lehet levonni. Eddig egy eredő izomerő esetén vizsgáltuk annak hatását, azonban, ha tetszőleges testtartás és tetszőleges külső erővektor hatását vesszük alapul, akkor nyilvánvaló, hogy nem ezen egy eredő izom működésével lehet megfelelően modellezni a szituációt. Több vizsgálat is történt nyolc,<sup>20</sup> vagy akár tíz<sup>21</sup> izom külön vonatkozásában is, beleépítve többek közt a testtömeg, nem, alkat szerepét is modelljeikbe.<sup>22</sup> Ezek a vizsgálatok megfelelő javaslatok irányába mutattak, elkerülendő a lumbalis gerinc túlterhelődését. Dieen munkája például azt az érdekes eredményt hozta, hogy a gerinc túlterhelése nem feltétlenül következik be nagyobb mértékben akkor, ha a sagittalistól eltérő, aszimmetrikus testhelyzetben (például oldalirányban hajlott törzssel) történik az emelés, mert az obliquus izomzatnak nagyobb erőkarja van, mint a hátizmoknak, ezért ez csökkenti a gerincre ható erőket, így annak terhelődését.<sup>23</sup>

Általános elvként mutatkozik, hogy minden testhelyzetben a lumbalis gerinc terheltsége a mindenkori emelt vagy hordozott tömegtől függ. Ebből az következik, hogy a túlterhelés elkerülését vagy a súly nagyságának megválasztásával, vagy pedig a gerinc és az emelt tömeg gravitációs centrumának közelítésével tudjuk megoldani. Ezért nagyobb súly emelésekor, amennyire lehet a tömeg a gerinchez legközelebbi tartásával kell megoldani, sőt kissé hátrahajlott törzssel ugyanezt kivitelezve tovább csökkenthető a gerincre ható megterhelés. Számos szerző vizsgálatát összehasonlítva juthatunk erre a következtetésre. A vizsgálatok során az egyenes hát/hajlított térd, előredöntött törzs/kissé hajlított térd és a teljesen előrehajlott törzs/egyenes térd vonatkozásában végeztek méréseket.<sup>24</sup> A háton való teherhordozás az erőkart 10 cm alá csökkenti, ami szintén csökkenti gerincre ható erőt, és igaz ez a ventralis (has felőli) emeléssel összehasonlítva is. A vizsgálatokból kiderült, hogy a deréktájéki gerincszakaszon fellépő nyíró erők nagyobbak előrehajlott testhelyzetben, mint nyújtott törzs esetén, azonban általános szabályszerűségként lehet kijelenteni, hogy az erőkar lecsökkentése esetén (azaz, ha a tárgyat közel emeljük a törzsünkhöz), a derékra ható erők is lecsökkennek. A nyújtott törzssel való emeléshez általában hajlított helyzetű térdekkel való mozgásmintával járunk hozzá. A vizsgálatokból kiderült, hogy az emelő saját súlya és az emelni kívánt tömeg összefüggésében is

<sup>19</sup> K. Miyamoto et al.: Effects of Abdominal Belts on Intra-Abdominal Pressure, Intra-Muscular Pressure in the Erector Spinae Muscles and Myoelectrical Activities of Trunk Muscles. *Clinical Biomechanics*, 14. (1999), 2. 79–87.

<sup>20</sup> Matthias Jäger: *Biomechanisches Modell des Menschen zur Analyse und Beurteilung der Belastung der Wirbelsäule bei der Handhabung von Lasten*. Düsseldorf, VDI Verlag, 1987. Fortschritt-Bericht 17/33. Matthias Jäger – A. Luttmann: Entwicklung eines biomechanischen Modells zur Bestimmung der Belastung der Wirbelsäule. *Biomedizinische Technik*, 38. (1993), 393–394.

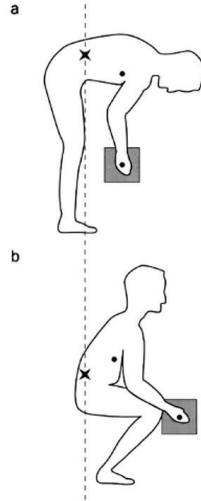
<sup>21</sup> J. C. Bean – D. B. Chaffin – A. B. Schultz: Biomechanical Model Calculation of Muscle Contraction Forces. A Double Linear Programming Method. *Journal of Biomechanics*, 21. (1988), 1. 59–66.

<sup>22</sup> S. M. McGill – R. L. Hughson – K. Parks: Changes in Lumbar Lordosis Modify the Role of the Extensor Muscles. *Clinical Biomechanics*, 15. (2000), 10. 777–780.

<sup>23</sup> J. H. Dieen – I. Kingma: Total Trunk Muscle Force and Spinal Compression are Lower in Asymmetric Moments as Compared to Pure Extension Moments. *Journal of Biomechanics*, 32. (1999), 7. 681–687.

<sup>24</sup> Richard C. Nelson – Chauncey A. Morehouse (szerk.): *Biomechanics IV*. Baltimore, Maryland, Macmillan Education, 1974. 37–43.

lehet megállapításokat tenni. A saját test tömegének erőkarja és az emelni kívánt test erőkarja közt ugyanis testtartástól függően fordított viszonyulás van. A testtömeg-erőkar előrehajlott törzsnél nagyobb, míg a tárgy súlyának erőkarja a gerinchez viszonyítva hajlított térd és egyenes törzs mellett nagyobb<sup>25</sup> (7. ábra).



7. ábra: A test és az emelni kívánt tömeg súlypontjának viszonyulása

Forrás: Brinckmann–Frobin–Leivseth (2002): i. m. 116.

Hajlított törzs esetén a külső tömeg gravitációs erejének erőkarja kisebb (a), mint hajlított térd és egyenes törzs esetén (b), valamint a törzs gravitációs erejének erőkarja hajlított törzs esetén nagyobb (a), egyenes törzs és hajlított térd esetén kisebb (b).

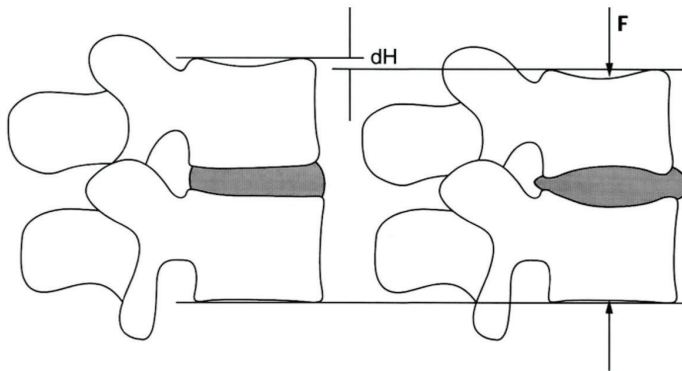
Ebből az az érdekes megállapítás tehető, hogy azokban az esetekben, amikor a testsúly kis mértékű, vagy nagy az emelni kívánt tömeg, akkor az előrehajlott testtartás, míg nagy testtömeg és könnyű súly esetén az egyenes törzs hajlított térd a kíméletesebb megoldás. Sajnos nem lehet általános érvényű javaslatot tenni annak érdekében, hogy mindig a helyes testtartással történjen az emelés. Idősebb korban a hajlított térdel való emeléskor a térdre eső nagyobb terhelés miatt a nem megfelelő porcviszonyok, illetve akár a porckopás jelentős panaszokat tud az ízületben okozni. Arról nem is beszélve, hogy rendszeres hajlított térdből végzett ütemes, ismétlődő fizikai munkavégzés során a szervezet energiatartalékának kimerülésével is számolni kell.<sup>26</sup>

A gerincünk vonatkozásában van még egy nagyon fontos rész, amiről beszélni kell akkor, ha központi támasztórendszerünk funkcióját meg kívánjuk érteni. A gerincbetegségek kialakulásának egy részéért ugyanis a porckorongok megbetegedése felelős, illetve ennek a következtében kialakult egyéb elváltozások. Ez abból a biomechanikai sajátosságból következik, hogy nyomás alatt a porckorongok és a csigolya teste

<sup>25</sup> Brinckmann–Frobin–Leivseth (2002): i. m. 116.

<sup>26</sup> Brinckmann–Frobin–Leivseth (2002): i. m. 113–116.

deformálódik (8. ábra). Következésképpen a csigolyatest véglemezei a test belseje felé, míg a porckorongok a korong síkjából kifelé irányulva nyomódnak. A csigolyatest zárólemezek benyomulásának mértéke, anélkül, hogy törés alakuljon ki, körülbelül 0,5 mm.<sup>27</sup> Ennél nagyobb bedomborodás már a törés kockázatával jár. A porckorong kitüremkedése pedig komoly tüneteket okozhat különösen akkor, ha az ideg nyomás alá kerül az anatómiai csatornájában, amelyben elhagyja a gerincoszlop ezen részét. Érdeemes megjegyezni, hogy a kiboltosulás mértéke nagyban függ a lumbalis lordosis mértékétől és a törzs hajlított vagy egyenes helyzetétől. Ennek megfelelően nyújtott törzs mellett a hátulsó kiboltosulás, míg hajlított törzs mellett az elülső a nagyobb mértékű.<sup>28</sup>



8. ábra: A nyomás alatt lévő csigolya és porckorong deformálódása

Forrás: Brinckmann–Frobin–Leivseth (2002): i. m. 117.

Megjegyzés: F: nyomóerő; dH: a deformáció mértékéből adódó magasságvesztés nagysága

Porckorongunk nagyon érdekes szerepet tölt be a csigolyák közt elhelyezkedve. Fő feladata, hogy a nyomóerőket egyenletesen vigye át a csigolyára. Ezt meg is teszi egészséges szöveti viszonyok közt, vagy csekély degeneráció esetén, azonban előrehaladott degeneratív folyamatoknál ez az egyenletesség megborul, és oldalra, előre vagy hátra hajlás során a csigolyák véglemezénél, az egymáshoz közelítő részeken megnő az ide eső terhelés és nyomás<sup>29</sup> (9. ábra).

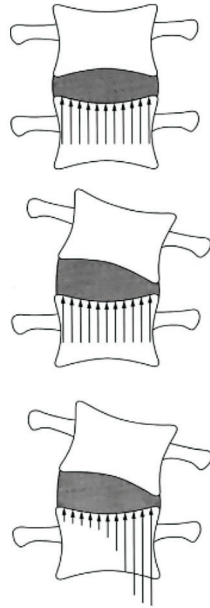
A porckorongban lévő nyomás kiszámítható, és ezt már az 1960-ban meghatározta Nachemson. Az általa javasolt képlet a  $p = 1.5 \times F/A$ , ahol az F nyomóerő,

<sup>27</sup> Paul Brinckmann et al.: Deformation of the Vertebral End-Plate under Axial Loading of the Spine. *Spine*, 8. (1983), 8. 851–856.; Paul Brinckmann – Manfred Horst: The Influence of Vertebral Body Fractures, Intradiscal Injection, and Partial Discectomy, on the Radial Bulge and Height of Human Lumbar Discs. *Spine*, 10. (1985), 2. 138–145.

<sup>28</sup> Paul Brinckmann – R. W. Porter: A Laboratory Model of Lumbar Disc Protrusion. Fissure and Fragment. *Spine*, 19. (1994), 2. 228–235.

<sup>29</sup> Manfred Horst – Paul Brinckmann: Measurement of the Distribution of Axial Stress on the End-Plate of the Vertebral Body. *Spine*, 6. (1981), 3. 217–232.

az A pedig a discus keresztmetszeti területe.<sup>30</sup> Az arányossági faktor kortól, anatómiai elhelyezkedéstől, illetve a degeneráció mértékétől függ. Anatómia szempontból az *intervertebralis discus* (porckorong) két részből áll: a belső, folyékonyabb, *nucleus pulposus* és a külső kötőszövetes *anulus fibrosus* rétegeből és ez az anatómia szerkezet biztosítja a rá jellemző, itt is taglalt biomechanikát.



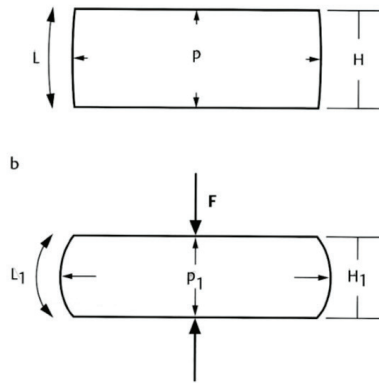
9. ábra: Nyomáseloszlás sematikus ábrázolása

Forrás: Brinckmann–Frobin–Leivseth (2002): i. m. 118.

A nyomáseloszlás sematikus ábrázolásán látható, hogy a állandónak tekinthető normál állapotú vagy kevésbé degenerált elemi mozgásszegmentum esetén előre hajlás (felső képrész), vagy akár oldalra hajlás esetén is (középső képrész), míg jelentős nyomáseltolódás következik be súlyosan degenerált esetben (alsó képrész).

Fontos tulajdonsága porckorongunknak, hogy vizet képes megkötni diffúzió útján. Éjszakánként, amikor a gerincre és így a porckorongra nem esik terhelés, akkor víz diffundál a *nucleus pulposusba*, ezáltal a porckorong magassága növekszik. Terheléskor a nyomás hatására a víz eltávozik a discusokból, ezáltal magasságuk csökken, kidomborodásuk fokozódik, és bennük a nyomás nő, aminek segítségével ellensúlyozza az egyenletben is szereplő változásokat (10. ábra).

<sup>30</sup> Alf Nachemson: Lumbar Intradiscal Pressure. Experimental Studies on Post-Mortem Material. *Acta Orthopædica Scandinavica*, 31. (1960), Suppl. 43. 1–104.



10. ábra: Sematikus modell a terhelés következtében fellépő porckorongváltozásokra

Forrás: Brinckmann–Frobin–Leivseth (2002): i. m. 88.

Megjegyzés:  $L$ : a porckorong membránjának hossza nem terhelte esetben;  $L_1$ : a porckorong membránjának hossza terhelte esetben;  $F$ : nyomóerő;  $H$ : a porckorong magassága nem terhelte esetben;  $H_1$ : a porckorong magassága terhelte esetben;  $p$ : a porckorongon belüli nyomás nem terhelte esetben;  $p_1$ : a porckorongon belüli nyomás terhelte esetben

Az összenyomódás során a porckorong a várhatónál kisebb mértékben boltosul ki. A várttól elmaradt különbség az *anulus fibrosus* külső rétegének megfeszülése miatt adódik. A terhelés hatására fellépő nyomás, körkörösén, minden irányba hatva okoz feszességet a discus rétegeiben. A csigolyatestek véglemezének területe – ahol a porckorong érintkezik a csigolyával – nagyobb, mint a nem érintkező terület, amelyek a discusok oldalán körkörösén helyezkednek el. A nyomás tartja fel tulajdonképpen a csigolyák közti távolságot, ezáltal csökkentve a kiboltosulás mértékét is.<sup>31</sup> Ez a modell jól szemlélteti, hogy minden olyan változás, amely ezen integritást megbontja – mint a csigolyatest törése, discus hernialisálódása, egyes sebészeti beavatkozások –, egyben megváltoztatja porckorongunk működését is, ami pedig a panaszok kialakulásában meghatározó lehet.<sup>32</sup>

A csigolyatest nyomószilárdsága egy másik fontos fogalom, amely a gerinc biomechanikájának megértése szempontjából elengedhetetlen. Vizsgálatok szerint a deréktáji csigolyák nyomószilárdsága 2 kN és 12 kN között mozog.<sup>33</sup> A szakítószilárdság jellemzésében szerepet játszik a trabecularis csont állományának jellegzetessége is. Vizsgálatok azt mutatták ki – nem meglepő módon –, hogy trabecularis csont állapota korfüggő, és 20–30 éves kor között éri el a maximumát<sup>34</sup> (11. ábra). A csigolya csontszerkezeti minősége szignifikáns nemi különbséget nem mutat, azonban vizsgálatok megállapították, hogy a csigolyák a nemek közt fellelhető, méretbeli különbségéből adódóan – ami férfiban és nőben különböző – megjelenik eltérés a mérésekben. Adott életkorban a nők esetén csökkentebb a csigolyák nyomószilárdsága,

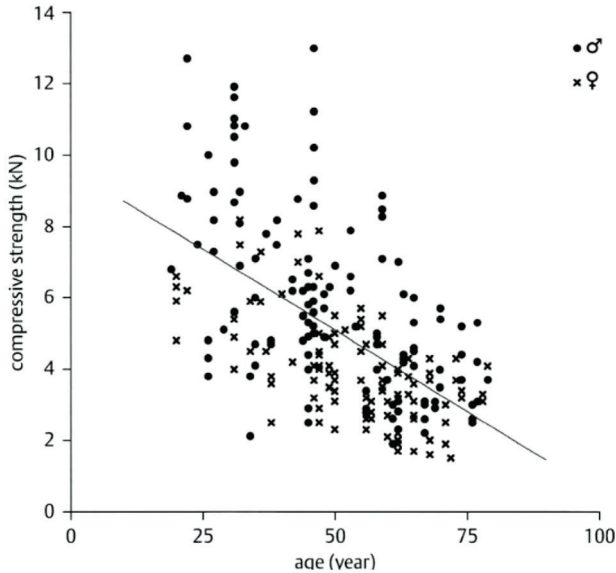
<sup>31</sup> Brinckmann–Frobin–Leivseth (2002): i. m. 119–120.

<sup>32</sup> Paul Brinckmann – Henk Grootenboer: Change of Disc Height, Radial Disc Bulge and Intradiscal Pressure from Discectomy. An In Vitro Investigation on Human Lumbar Disc. *Spine*, 16. (1991), 6. 641–646.

<sup>33</sup> Brinckmann–Frobin–Leivseth (2002): i. m. 121.

<sup>34</sup> D. Felsenberg et al.: Quantitative computertomographische Knochenmineralgehalts Bestimmung. *Fortschr Röntgenstr*, 148. (1988). 431–436.

azonban ez hangsúlyozottan nem nemi összefüggés, hanem másodlagosan, alaki összefüggés miatt tapasztalható.<sup>35</sup>



11. ábra: A nyomószilárdság eloszlása életkor szerint

Forrás: Brinckmann–Frobin–Leivseth (2002): i. m. 88.

Megjegyzés: Az adatok a TH<sub>12</sub>-L<sub>5</sub> mozgásszegmentum vizsgálatából adódnak. A férfiak értékeit pont, a nőkéket x jelzi. Látható, hogy az évek előrehaladtával a nyomószilárdság mértéke csökken, valamint az is kiténik, hogy a nőknél jellemzőbb módon. Más tanulmányból tudjuk, hogy ez a csökkenés a csont denzitásmértékével van összefüggésben.<sup>36</sup> A függőleges tengely: nyomóerő KN-ban kifejezve; vízszintes tengely: kor években kifejezve.

Nyilvánvaló, hogy e bonyolult rendszert megváltoztatató minden tényező – mint például az ismétlődő traumatikus hatások, a túlterhelés, törés – panaszok kialakulását okozza. A probléma bonyolultságát fokozza, hogy sok esetben a gerincnél kialakult degeneratív elváltozás nem jár markáns tünetekkel, valamint ennek az ellenkezője is igaz, azaz jelentős panaszok hátterében sem áll egyértelmű, nagymértékű elváltozás. Ha figyelembe vesszük a fájdalom szubjektív voltát, akkor valóban nehéz is megítélni és okot keresni bizonyos esetekben. Az nyilvánvalónak tűnik, hogy nagy teher mozgatása, bizonyos testhelyzetekben végzett munka, ismétlődő, krónikus terhelés nagyobb valószínűséggel alakít ki derékpanaszokat.<sup>37</sup> Az is evidenciának tűnik, hogy a lelki háttér, tehát a biomechanikai faktorokon kívül eső pszichológiai tényező is derékpanaszokat okozhat egyeseknél.<sup>38</sup> Látható, hogy a derékpanaszok fellépte esetén komplex, nem csak biomechanikai értelmezésben lehet és kell vizsgálni. Jelen írás

<sup>35</sup> Brinckmann–Frobin–Leivseth (2002): i. m. 123.

<sup>36</sup> Paul Brinckmann – M. Biggemann – D. Hilweg: Prediction of the Compressive Strength of Human Lumbar Vertebrae. *Clinical Biomechanics*, 4. (1989), Suppl. 2. 1–27.

<sup>37</sup> Brinckmann–Frobin–Leivseth (2002): i. m. 125.

<sup>38</sup> Brinckmann–Frobin–Leivseth (2002): i. m. 125.



keretei közé nem fér bele a biomechanikai hatásoktól eltérő, más tényezők részletes elemzése, komplex vizsgálata, azonban említésüket érdemesre méltónak gondolom.

Véleményem szerint a téma fontossága komplex elemzést igényel, ezt mutatja a nemzetközi irodalomban fellelhető vizsgálatok szép száma is.

Bader és munkatársai munkájukban kimutatták, hogy az USA aktív katonai állományában az egyik leggyakoribb mozgásszervi panasz a gerincszakasz alsó részének, azaz a deréktájéki gerincnek a fájdalma. Az incidenciát 40,5/1000 személy/év-nek mérték.<sup>39</sup>

Koreerat és munkatársa írásából kiderül, hogy a Security Force Assistance Brigade tagjai közt a deréktájéki gerinc sérüléseinek prevalenciája bevetés előtt, alatt és után vizsgálva is vezető értéket mutatott.<sup>40</sup>

Thoolen és szerzőtársa az F-16-os pilóták esetén vizsgálták a nyaki és háti gerincnél jelentkező fájdalmak megjelenését, és azt találták, hogy 2007–2014 között nőtt az incidencia. Ennek okát az életkorban, a repülési idő növekedésében, az éjjellátó szemüveg megnövekedett idejű használatában látták.<sup>41</sup>

Orsello és munkatársai helikopterpilótáknál vizsgálták a testmagasság és a repülés közben fellépő gerincfájdalom közti összefüggést. Azt találták, hogy nagyobb testmagasság esetén szignifikánsan megnövekedett mértékben fordulnak elő deréktájéki fájdalmak. Tanulmányuk szerint minden 1 inches növekedés (1 inch = 2,54 cm) 9,3%-kal növeli a panaszok kialakulásának valószínűségét.<sup>42</sup>

Nagai és szerzőtársai vizsgálatában a korábban már derékfájdalom tünetét mutató, valamint a tünet nélküli helikopterpilóták vizsgálatában állapították meg, hogy a törzsizomzatot erősítő gyakorlatok, a deréktájéki gerinc mozgástartomány megőrzése megakadályozhatják a derékproblémák kialakulását, sőt fontosnak is tartják ezek további vizsgálatát, hogy még komplexebb képet kapjunk ezen összefüggésekről.<sup>43</sup>

Mattila és munkatársai azt kutatták, hogy a katonai szolgálat alatti deréktájéki fájdalom elővetíti-e az élet későbbi szakaszában is az ebben a régióban meglévő panaszokat, és úgy találták, hogy az arra hajlamos egyéneknél várhatók az életük későbbi szakaszában fellépő derékfájdalmak, illetve panaszok, ha ezek a katonai szolgálat alatt is jelen voltak.<sup>44</sup>

Qu és szerzőtársai vizsgálták, hogy a terhelésnek kitett katonák esetén milyen, a gerincet érintő változások következnek be. Vizsgálták többek közt a paravertebrális (gerincközeli) izmok, a deréktájéki intervertebrális rés méretének, a lumbosacralis szög, a deréktájéki lordosis változását. Ezen értékeknél szignifikáns eltéréseket tapasztaltak.<sup>45</sup>

<sup>39</sup> Christine E. Bader et al.: Musculoskeletal Pain and Headache in the Active Duty Military Population: An Integrative Review. *Worldviews on Evidence-Based Nursing*, 15. (2018), 4. 264–271.

<sup>40</sup> Nicholas R. Koreerat – Christina M. Koreerat: Prevalence of Musculoskeletal Injuries in a Security Force Assistance Brigade Before, During, and After Deployment. *Military Medicine*, 186. (2021), Suppl. 1. 704–708.

<sup>41</sup> Stijn J. J. Thoolen – Marieke H. A. H. Van Den Oord: Modern Air Combat Developments and Their Influence on Neck and Back Pain in F-16 Pilots. *Aerospace Medicine and Human Performance*, 86. (2015), 11. 936–941.

<sup>42</sup> Christopher A. Orsello – Andrea S. Philipps – George M. Rice: Height and In-Flight Low Back Pain Association among Military Helicopter Pilots. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 84. (2013), 1. 32–37.

<sup>43</sup> Takashi Nagai et al.: Lumbar Spine and Hip Flexibility and Trunk Strength in Helicopter Pilots With and Without Low Back Pain History. *Work*, 52. (2015), 3. 715–722.

<sup>44</sup> Ville M. Mattila et al.: Low Back Pain during Military Service Predicts Low Back Pain Later in Life. *Plos One*, 12. (2017), 3. 1–10.

<sup>45</sup> Hao Qu et al.: Spine System Changes in Soldiers after Load Carriage Training in a Plateau Environment: A Prediction Model Research. *Military Medical Research*, 7. (2020), 63. 1–11.



Knox és munkatársai írásából tudhatjuk, hogy a katonai szolgálatot teljesítő sofőröknél kis mértékű, de szignifikáns növekedés van a derékfájdalmak kialakulásának vonatkozásában, a kontrollcsoporthoz képest.<sup>46</sup>

Sturdy és szerzőtársai a katonai hátizsák viselése közbeni hatásokat vizsgálták csak a váll- és a csípőövvel is kiegészített hátizsákformák esetén. Azt találták, hogy a deréktájéki 4-es, 5-ös gerincre és a csípőkre is nagyobb erők hatnak mind a két esetben, mint a terhelés nélküli csoport esetén. További vizsgálatokat javasoltak a járás, illetve a hátizsák tömegeloszlás-vizsgálatát illetően.<sup>47</sup>

Kang és munkatársai kutatásukban azt vizsgálták, hogy milyen összefüggés van a deréktájéki gerinc fájdalomának és a porckorongjának sérvesedése, valamint a katonai rang és az iskolázottság között. Úgy találták, hogy az iskolázottsági fok és a betegség kialakulása közt nincs szignifikáns különbség, azonban a rang fordított arányban, de szignifikánsan összefüggést mutat a deréktájéki fájdalmak kialakulásának vonatkozásában.<sup>48</sup>

Yi és szerzőtársa azt vizsgálták, hogy a pszichoszociális faktorok, a fizikális állapot befolyásolják-e a mozgásszervi panaszok kialakulását. Arra a következtetésre jutottak 415 résztvevő bevonásával, hogy a kiképzés során fellépő stressz és megterhelés, valamint a korábbi mozgásszervi sérülések szignifikánsan megnövelik a panaszok kialakulásának valószínűségét. Azt javasolták, hogy több figyelmet kell fordítani a mozgásszervi kórtörténet felvételére.<sup>49</sup>

Ezen irodalmi példákban is látszik, hogy a téma nagyban érinti az aktív állományt világszerte. Véleményem szerint megfelelő szűrővel, illetve a megelőzésre helyezett nagyobb hangsúllyal, az időben elkezdett kezeléssel és minden rizikótényező megfelelő mérlegelésével a kockázat csökkenthető, a szövődmények súlyossága mérsékelhető, ezáltal pedig a szolgálatba való visszaállíthatóság, valamint a szolgálati időt követő panasz súlyosbodása valószínűségének alacsonyabb szintre helyeződése várható.

## Felhasznált irodalom

- Bader, Christine E. – Nicholas A. Giordano – Catherine C. McDonald – Salimah H. Meghani – Rosemary C. Polomano: Musculoskeletal Pain and Headache in the Active Duty Military Population: An Integrative Review. *Worldviews on Evidence-Based Nursing*, 15. (2018), 4. 264–271. Online: <https://doi.org/10.1111/wvn.12301>
- Bean, J. C. – D. B. Chaffin – A. B. Schultz: Biomechanical Model Calculation of Muscle Contraction Forces. A Double Linear Programming Method. *Journal of Biomechanics*, 21. (1988), 1. 59–66. Online: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(88\)90192-3](https://doi.org/10.1016/0021-9290(88)90192-3)

<sup>46</sup> Jeffrey B. Knox et al.: Occupational Driving as a Risk Factor for Low Back Pain in Active-Duty Military Service Members. *The Spine Journal*, 14. (2014), 4. 592–597.

<sup>47</sup> Jordan T. Sturdy – Pinata H. Sessoms – Anne K. Silverman: A Backpack Load Sharing, Model to Evaluate Lumbar and Hip Joint Contact Forces during Shoulder Bone and Hip Belt Assisted Load Carriage. *Applied Ergonomics*, 90. (2021). 1–10.

<sup>48</sup> Suk Hyung Kang et al.: Military Rank and the Symptoms of Lumbar Disc Herniation in Young Korean Soldiers. *World Neurosurgery*, 82. (2014), 1–2. 9–14.

<sup>49</sup> Jeong Min Yi – Gwang Suk Kim: Factors Influencing Musculoskeletal Symptoms in Military Personnel during Basic Combat Training. *Journal of Korean Academy of Nursing*, 46. (2016), 4. 523–533.

- Brinckmann, Paul – Henk Grootenboer: Change of Disc Height, Radial Disc Bulge and Intradiscal Pressure from Discectomy. And In Vitro Investigation on Human Lumbar Disc. *Spine*, 16. (1991), 6. 641–646. Online: <https://doi.org/10.1097/00007632-199106000-00008>
- Brinckmann, Paul – M. Biggemann – D. Hilweg: Prediction of the Compressive Strength of Human Lumbar Vertebrae. *Clinical Biomechanics*, 4. (1989), Suppl. 2. 1–27. Online: [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(89\)90071-5](https://doi.org/10.1016/0268-0033(89)90071-5)
- Brinckmann, Paul – Manfred Horst: The Influence of Vertebral Body Fractures, Intradiscal Injection, and Partial Discectomy, on the Radial Bulge and Height of Human Lumbar Discs. *Spine*, 10. (1985), 2. 138–145. Online: <https://doi.org/10.1097/00007632-198503000-00005>
- Brinckmann, Paul – R. W. Porter: A Laboratory Model of Lumbar Disc Protrusion. Fissure and Fragment. *Spine*, 19. (1994), 2. 228–235. Online: <https://doi.org/10.1097/00007632-199401001-00019>
- Brinckmann, Paul – Wolfgang Frobin – Eberhard Hierholzer – Manfred Horst: Deformation of the Vertebral End-Plate under Axial Loading of the Spine. *Spine*, 8. (1983), 8. 851–856. Online: <https://doi.org/10.1097/00007632-198311000-00007>
- Brinckmann, Paul – Wolfgang Frobin – Gunnar Leivseth (szerk.): *Musculoskeletal Biomechanics*. Stuttgart – New York, Thieme, 2002.
- Dien, J. H. – I. Kingma: Total Trunk Muscle Force and Spinal Compression are Lower in Asymmetric Moments as Compared to Pure Extension Moments. *Journal of Biomechanics*, 32. (1999), 7. 681–687. Online: [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00044-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00044-5)
- Felsenberg, D. – W. A. Kalender – D. Banzer – G. Schmilinsky – M. Heyse – E. Fischer – U. Schneider: Quantitative computertomographische Knochenmineralgehalts Bestimmung. *Fortschr Röntgenstr*, 148. (1988). 431–436. Online: <https://doi.org/10.1055/s-2008-1048225>
- Frobin, Wolfgang – Paul Brinckmann – Gunnar Leivseth – Martin Biggemann – Olav Reikerås: Precision Measurement of Segmental Motion from Flexion-Extension Radiographs of the Lumbar Spine. *Clinical Biomechanics*, 11. (1996), 8. 457–465. Online: [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(96\)00039-3](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(96)00039-3)
- Horst, Manfred – Paul Brinckmann: Measurement of the Distribution of Axial Stress on the End-Plate of the Vertebral Body. *Spine*, 6. (1981), 3. 217–232. Online: <https://doi.org/10.1097/00007632-198105000-00004>
- Jäger, Matthias: *Biomechanisches Modell des Menschen zur Analyse und Beurteilung der Belastung der Wirbelsäule bei der Handhabung von Lasten*. Düsseldorf, VDI Verlag, 1987.
- Jäger, Matthias – A. Luttmann: Entwicklung eines biomechanischen Modells zur Bestimmung der Belastung der Wirbelsäule. *Biomedizinische Technik*, 38. (1993), 393–394. Online: <https://doi.org/10.1515/bmte.1993.38.s1.393>
- Kang, Suk Hyung – Jin Seo Yang – Yong Jun Cho – Seung Won Park – Kwang Pil Ko: Military Rank and the Symptoms of Lumbar Disc Herniation in Young Korean Soldiers. *World Neurosurgery*, 82. (2014), 1–2. 9–14. Online: <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2013.02.056>

- Knox, Jeffrey B. – Joseph R. Orchowski – Danielle L. Scher – Brett D. Owens – Robert Burks – Philip J. Belmont Jr.: Occupational Driving as a Risk Factor for Low Back Pain in Active-Duty Military Service Members. *The Spine Journal*, 14. (2014), 4. 592–597. Online: <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2013.06.029>
- Koreerat, Nicholas R. – Christina M. Koreerat: Prevalence of Musculoskeletal Injuries in a Security Force Assistance Brigade Before, During, and After Deployment. *Military Medicine*, 186. (2021), Suppl. 1. 704–708. Online: <https://doi.org/10.1093/milmed/usaa334>
- Leskinen, T. P. J. – H. R. Stålhammar – I. A. A. Kuorinka – J. D. G. Troup: A Dynamic Analysis of Spinal Compression with Different Lifting Techniques. *Ergonomics*,. 26. (1983a), 6. 595–604. Online: <https://doi.org/10.1080/00140138308963378>
- Leskinen, T. P. J. – H. R. Stålhammar – I. A. A. Kuorinka – J. D. G. Troup: The Effect of Inertial Factors on Spinal Stress When Lifting. *Engineering in Medicine*, 12. (1983b), 2. 87–89. Online: [https://doi.org/10.1243/EMED\\_JOUR\\_1983\\_012\\_023\\_02](https://doi.org/10.1243/EMED_JOUR_1983_012_023_02)
- Mattila, Ville M. – Heikki Kyröläinen – Matti Santtila – Harri Pihlajamäki: Low Back Pain during Military Service Predicts Low Back Pain Later in Life. *Plos One*, 12. (2017), 3. 1–10. Online: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0173568>
- McGill, S. M. – R. L. Hughson – K. Parks: Changes in Lumbar Lordosis Modify the Role of the Extensor Muscles. *Clinical Biomechanics*, 15. (2000), 10. 777–780. Online: [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(00\)00037-1](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00037-1)
- Miyamoto, K. – N. Limua – M. Maeda – E. Wada – K. Shimizu: Effects of Abdominal Belts on Intra-Abdominal Pressure, Intra-Muscular Pressure in the Erector Spinae Muscles and Myoelectrical Activities of Trunk Muscles. *Clinical Biomechanics*, 14. (1999), 2. 79–87. Online: [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(98\)00070-9](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)00070-9)
- Nachemson, Alf: Lumbar Intradiscal Pressure. Experimental Studies on Post-Mortem Material. *Acta Orthopædica Scandinavica*, 31. (1960). Supplementum 43. 1–104. Online: <https://doi.org/10.3109/ort.1960.31.suppl-43.01>
- Nagai, Takashi – John P. Abt – Timothy C. Sell – Karen A. Keenan – Nicholas C. Clark – Brian W. Smalley – Michael D. Wirt – Scott M. Lephart: Lumbar Spine and Hip Flexibility and Trunk Strength in Helicopter Pilots With and Without Low Back Pain History. *Work*, 52. (2015), 3. 715–722. Online: <https://doi.org/10.3233/WOR-152192>
- Nelson, Richard C. – Chauncey A. Morehouse (szerk.): *Biomechanics IV*. Baltimore, Maryland, Macmillan Education, 1974. DOI: <https://doi.org/10.1007/978-1-349-02612-8>
- Orsello, Christopher A. – Andrea S. Philipps – George M. Rice: Height and In-Flight Low Back Pain Association among Military Helicopter Pilots. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 84. (2013), 1. 32–37. Online: <https://doi.org/10.3357/ASEM.3425.2013>
- Qu, Hao – Ling-Jia Yu – Ju-Tai Wu – Gang Liu – Sheng-Hui Liu – Peng Teng – Li Ding – Yu Zhao: Spine System Changes in Soldiers after Load Carriage Training in a Plateau Environment: A Prediction Model Research. *Military Medical Research*, 7. (2020), 63. 1–11. Online: <https://doi.org/10.1186/s40779-020-00293-1>

- Reyna, J. R. – S. H. Leggett – K. Kenney – B. Holmes – V. Mooney: The Effect of Lumbar Belts on Isolated Lumbar Muscle. Strength and Dynamic Capacity. *Spine*, 20. (1995), 1. 68–73. Online: <https://doi.org/10.1097/00007632-199501000-00013>
- Sturdy, Jordan T. – Pinata H. Sessoms – Anne K. Silverman: A Backpack Load Sharing, Model to Evaluate Lumbar and Hip Joint Contact Forces during Shoulder Bone and Hip Belt Assisted Load Carriage. *Applied Ergonomics*, 90. (2021.). 1–10. Online: <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2020.103277>
- Szendrői Miklós (szerk.): *Ortopédia*. Budapest, Semmelweis Kiadó, 2005.
- Szentágothai János – Réthelyi Miklós: *Funkcionális anatómia 1 kötet*. Budapest, Medicina Kiadó – Semmelweis Kiadó, 1996.
- Thoolen, Stijn J. J. – Marieke H. A. H. Van Den Oord: Modern Air Combat Developments and Their Influence on Neck and Back Pain in F-16 Pilots. *Aerospace Medicine and Human Performance*, 86. (2015), 11. 936–941. Online: <https://doi.org/10.3357/AMHP.4303.2015>
- Yi, Jeong Min – Gwang Suk Kim: Factors Influencing Musculoskeletal Symptoms in Military Personnel during Basic Combat Training. *Journal of Korean Academy of Nursing*, 46. (2016), 4. 523–533. Online: <https://doi.org/10.4040/jkan.2016.46.4.523>