

NAGYÉRZÉKENYSÉGŰ ÉRINTÉSMENTES OPTIKAI MÓDSZER AZ EMBERI CSONTOK RONCSOLÁS-MENTES VIZSGÁLATOKHOZ

SZÁVA JÁNOS⁽¹⁾, NECULA RADU⁽¹⁾, GÁLFI BOTOND-PÁL⁽²⁾, ŞAMOTĂ IOSIF⁽¹⁾, ADRIAN BURNARIU⁽¹⁾

Kulcsszavak: csontok elmozdulásának mérése, digitális kép korreláció, DIC, VIC

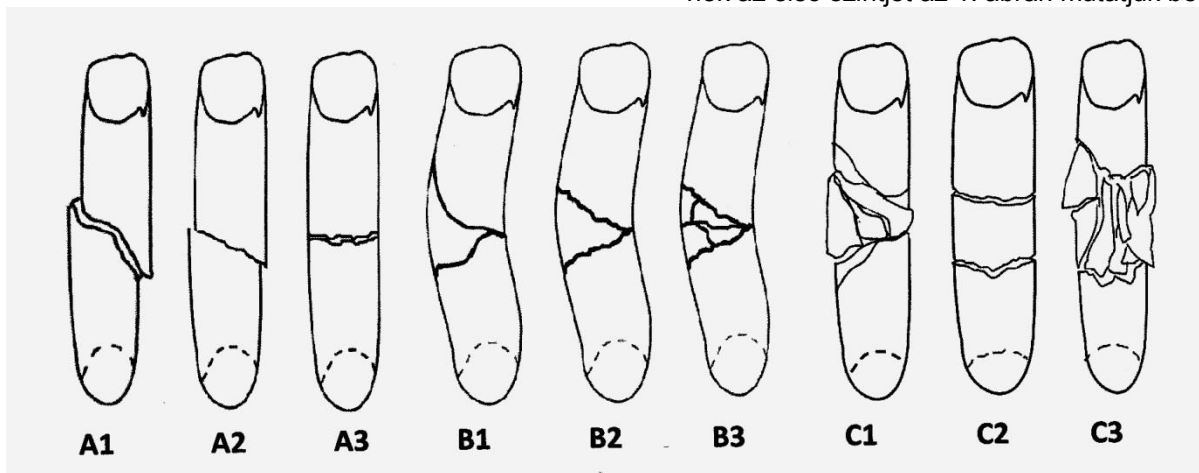
1. BEVEZETŐ ÉS ELŐZMÉNYEK

A szerzők egy modern optikai módszert elemeznek biomechanikai problémák szempontjából.

Mint ismeretes, a törött (főként a hosszú) csontok rögzítési módszere függvényében a páciens felgyógyulási idejét le lehet csökkenteni, ha e

rögzítési eljárás apró (mikron-nagyságrendű) viszonylagos elmozdulásokat tesz lehetővé.

A szakorvosokat még az 50-es évektől foglalkoztatta a törések osztályozása s ilyen szempontból az ú.n. AO-Iskola /Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese-fragen/ még 1958-ban kidolgozott egy részletes, négy-szintű osztályozást [1], melynek az első szintjét az 1. ábrán mutatjuk be.



1. ábra. Az AO-osztályozás első szintje [1; 2; 3]

Ebben az esetben, figyelembe véve Perren professzor által kidolgozott-, és a klinikai praxis által is igazolt elméletet, az említett (félmerv) rögzítési eljárások előnyösek, főként a kezdeti csontképződés időszakában.

Perren professzor elmélete a csontok piezoelektromos tulajdonságára alapoz, s ennek értelmében, az apró, viszonylagos elmozdulásai a törött részeknek lehetővé teszik ezek érintkezését. Az így (ez által) generált apró áram-lökések elősegítik a kezdeti csont-képződést.

A szerzők által javasolt kísérleti módszer lehetővé teszi a rögzítési zóna érintés-mentes-, és ugyanakkor nagy pontosságú követését. Ezeknek alapján lehetőség nyílik arra, hogy különböző rögzítési módszereket tudjunk objektíven összehasonlítani s elemezni.

A javasolt módszer óriási előnye az, hogy érintésmentes, vagyis a vizsgált testek eredeti állapotát semmilyen módon nem befolyásolják. Így a vizsgálati eredmények 100%-ban hitelesek lesznek.

Ugyanakkor, a mérési pontossága is messzeemenően jóval nagyobb a szokványos eljárásokénál.

Az úgynevezett Digitális Képkorrelációról, vagyis a „Digital Image Correlation” (vagy Video Image Correlation - VIC) van szó, melynek térbeli verziója (a VIC-3D) segítségével a szerzők különféle rugalmasságú rögzítési eljárásokat vizsgáltak. Itt az elmozdulás-mező felmérési (kiértékelési) pontossága 1 mikron nagyságrendű.

A módszert lehet statikus-, kvázi-dinamikus, illetve dinamikus körülmények között is alkalmazni.

A dolgozat illusztrálja a rendszer előnyeit, s ennek alapján felvázolja a biomechanikában a közeljövőben létrehozható alkalmazási területeit is, mint

⁽¹⁾Universitatea „Transilvania” din Brasov, Romania („Transzilvânia” Egyetem Brassó, Románia)

⁽²⁾ Autoliv, Brassó, Románia

A VIII. RAKK-on elhangzott előadás írott változata

nagy pontosságú érintésmentes-, és ugyanakkor roncsolás-mentes módszert.

2. DIGITÁLIS KÉPKORRELÁCIÓ MÓDSZERE (VIC, DIC)

A fenti szempontokat figyelembe véve, a szerzők ennek az új, viszonylag kevésbé ismert, modern optikai módszer előnyeit mutatják be.

Mint említettük, ebben az esetben, az elmozdulás-mező feltérképezési (kiértékelési) pontossága

1 mikrométer nagyságrendű, s ugyanakkor 30-40 mm-es elmozdulásokat is jól tud érzékelni.

Hasonlóan az emberi szemhez, két videokamera segítségével egyidejűleg kép-párokat rögzítünk, melyeket a VIC-3D programja térbeli információként fog kezelni.

Elvileg a rendszer két nagyérzékenységű videokamerából áll, melyeket egy megfelelő merevségű alumínium rúdra rögzítünk (2. ábra), oly módon, hogy a vizsgálandó testhez képest szimmetrikus legyen az elhelyezésük.



2. ábra. A VIC-3D rendszer főbb elemei [7; 8]

A módszer elve röviden a következőkben foglалható össze:

Ezt viszont, vagy egy megfelelő merevségű és stabilitású háromlábra rögzítünk, vagy pedig a terhelő berendezésre (mint például a szakítógép oszlopaira, ha húzó-, illetve nyomó igénybevételt vizsgálunk).

A vizsgálandó testet előzőleg vízben oldódó aeroszolos oldattal fessük le, oly módon, hogy ennek felületén jó kontrasztos és ugyanakkor egyenlőtlen méretű és nagyságú foltok keletkezzenek.

A foltok mérete szoros összefüggésben van a vizsgálandó test méreteivel, a varható elmozdulások nagyságával, melyekre az illető cég megfelelő utasításokat nyújt.

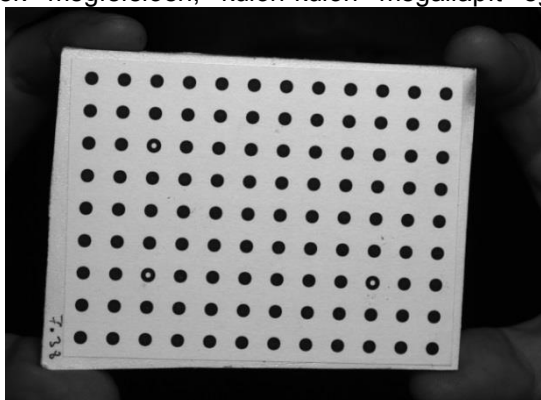
Az így előkészített felület szintjére beállítjuk (fókuszáljuk) a kamerákat, majd a vizsgálandó testet

onnan eltávolítva, és helyére (ennek volt síkjában) egy sajátos próbatestet helyezünk el, mely pontosan kijelölt távolságra elhelyezett pontthalmazt tartalmaz.

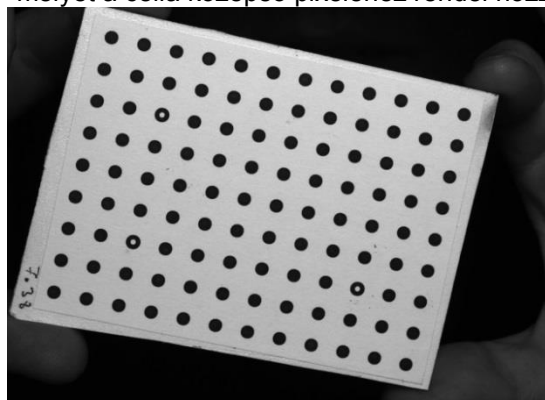
Ennek a speciális próbatestnek segítségével elvégezzük a rendszer bemérését (kalibrációját), melynek részleteit illusztráljuk (lásd a 3. ábrát).

A rendszer elvileg úgy működik, hogy a terheletlen állapotnak megfelelő két képet (kép-párat), melyek végül is egy-egy $[n \cdot m]$ pixelből álló egység, egy előre kiválasztható alap-cella segítségével (mely jelen esetben $5 \cdot 5 \text{ pixel}$ nagyságú négyzet), egy szintén előre kiválasztható lépéssel (itt például $1 \dots 3 \text{ pixel}$ nagyságrendű), végigpásztázza, mint a szokványos képernyőt (4. ábra).

A program, az alap-cella minden adott helyzetének megfelelően, külön-külön megállapít egy



sajátos (egyedi) ekvivalens szűrkeségi fokot, melyet a cella középső pixeléhez rendel hozzá.



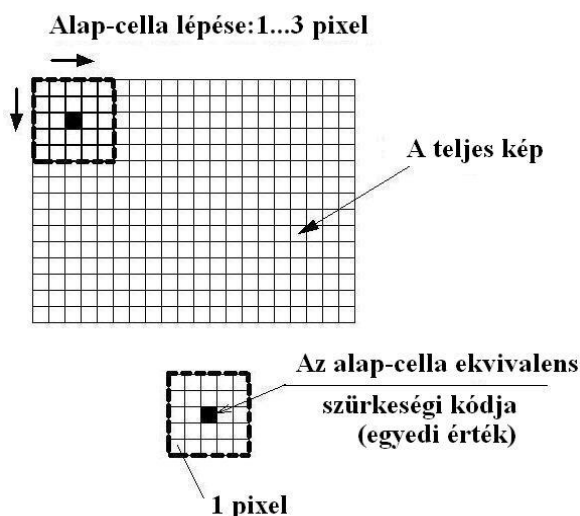
3. ábra. A bemérés (kalibráció) részletei

Minden, ilyen egyedi szűrkeségi fokkal ellátott (mellérendelt), alap-cellát tárol a program úgy a jobb-, mind a bal kamera esetében (tehát úgy a koordinátáit, mind a megfelelő szűrkeségi fokát is).

Ezeket az így egyedileg meghatározott cellákat követi a program, miközben ezek, a vizsgált test terhelése következtében, térbeli alakváltozást szenvednek.

A test igénybevétele alatt folyamatosan, mindkét kamera segítségével és egy tetszőleges mintavételezési frekvenciával követjük a jelenséget.

Utána pedig, elégséges egyetlen pontot azonosítani a bal-, és a jobb képsorozatok egyikéről, annak érdekében, hogy a program ennek alapján a többi pont-párokat (jobb-, és bal kép minden pont-párát) azonosíthassa és utána a keresett paramétereket (térbeli elmozdulás, térbeli fajlagos elmozdulás stb.) kiszámíthassa.



4. ábra. A pontok azonosításának elve

A nyújtott elmozdulások pixel nagyság-rendűek s ennek érdekében a kamerák felbontóképessége minél nagyobb kell, hogy legyen. Ugyanakkor, a használt optika kiválasztása is figyelembe kell, hogy vegye ezt az elvárást; erre a cég megfelelő utasítást nyújt.

A program egyszerűbb verziója is gyakorlatilag valós-idejű megfigyelést és kiértékelést biztosít, főként, ha a tanulmányozott jelenség statikus, vagy kvázi-stadikus. Az adatok feldolgozás, a mintavételezés szaporasága (frekvenciája) és képek száma függvényében néhány másodperc.

A rendszer előnyei közé tartoznak:

- nagy pontosságú és gyors adatfeldolgozást biztosít;
- egyszerű, fehér fény típusú, megvilágítást igényel;
- az adatok elemzése történhet egy egyenes, egy görbe mentén, s ezen adatok kimenthetők Excel formátumban, vagy pedig egyszerű-, illetve színes grafikonokban ábrázolhatók (hasonlóan a Véges Elemes ábrázolással);
- érintésmentes módszer és térbeli elemzést biztosít;
- önműködően kiszűri a merevtest típusú elmozdulásokat s ezért a környezet rezgése például nem fogják a mérések eredményét/pontosságát befolyásolni;
- a használt optika függvényében mikros elmozdulásoktól néhány centiméteres értékekig alkalmazható.

3. KÍSÉRLETEK ELŐKÉSZÍTÉSE ÉS EREDMÉNYEK

Elvileg, a törés mindkét oldalán pontokat jelölünk ki, melyek pont-párok lesznek, mint például az s - p.

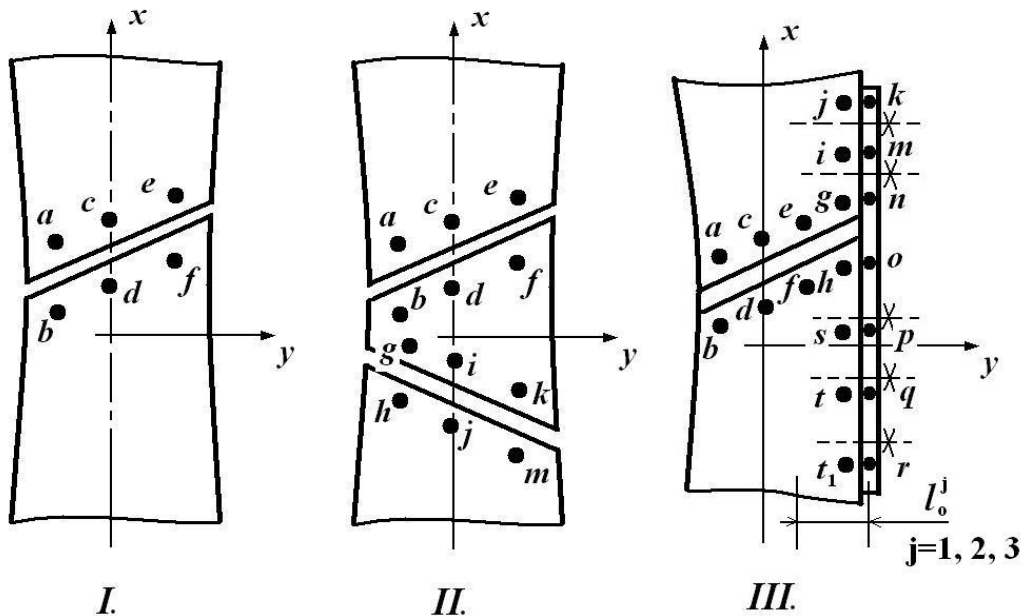
Ezen pont-pároknak rendre meghatározzuk/kiszámítjuk:

- az eredeti távolságukat λ_{s-p}^0 ;
- a pontok közeledést, vagy távolodását $\Delta\lambda_{s-p}$;
- ezen távolságok vetületeit az x, y és z tengelyekre, illetve
- a megfelelő fajlagos elmozdulásokat $\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z$.

A rendszer pontosságának, valamint lehetőségeinek illusztrálása érdekében bemutatjuk, a [2; 3] dolgozatok alapján, az alábbi táblázatban azokat a mérési eredményeket, melyeket a III. esetre nyertünk. Ennek érdekében, a rögzítő-lap mindkét oldalán, pont-párokat vettünk fel, úgy, hogy ezek

eredeti λ_0^j , ahol ($j = 1, 2, 3$), távolsága megfelelt az $\lambda_0^1 = 4.5 \text{ mm}$; $\lambda_0^2 = 7.0 \text{ mm}$, illetve $\lambda_0^3 = 10.0 \text{ mm}$ értékeknek.

Utána a törött csontot többszörösen, ciklikusan terheltek 400 N axiális erővel s az alább bemutatott mérési eredmények ezt tükrözik.



5. ábra. A jellegzetes (számunkra fontos) pontok kijelölése különböző törések esetében: *I.* Egyszerű, instabil törés, melynél belső rögzítőt alkalmaznak; *II.* Többszörös, instabil törés, melynél belső rögzítőt alkalmaznak; *III.* Instabil törés, melynél külső rögzítő-lapot alkalmaznak

A rögzítő-lap típusa	A j - szintnek megfelelő fajlagos lineáris $\varepsilon_x [-]$			A j - szintnek megfelelő fajlagos lineáris $\varepsilon_y [-]$		
	ε_x^1	ε_x^2	ε_x^3	ε_y^1	ε_y^2	ε_y^3
1. típusú rögzítő-lap	0.0003	0.0020	0.0223	0.0600	0.1320	-0.3290
2. típusú rögzítő-lap	-0.0010	0.0149	0.0237	0.0283	-0.0199	-0.0213

Az itt-bemutatott eredmények alapján ki lehet mutatni, hogy melyik rögzítési típus felelne meg jobban, annak érdekében, hogy a viszonylagos elmozdulások a Perren professzor által meghatározott (javasolt) intervallumba maradjanak.

4. ZÁRÓ GONDOLATOK

A bemutatott módszert lehet statikus-, kvázidinamikus, illetve dinamikus körülmények között is alkalmazni.

A szerzők eddigi tapasztalata alapján ez lenne a legmegfelelőbb módszer ilyen típusú objektív összehasonlító mérésekre.

Ugyanakkor, a már említett dolgozataikban a szerzők a megfelelő próbapadok leírását is részletesen bemutatták.

Ezek alkalmazása, egy részletes adatbázis létrehozását tudják lehetővé tenni, s ugyanakkor egy átfogó és hatékony objektív összehasonlító eljárás alapjait tudnák képezni.

A szerzők által ismertetett eljárás, valamint saját-fejlesztésű próbapadok, hasznos kiegészítői lehetnek az eddig ismert roncsolás-mentes eljárásoknak.

Ugyanakkor jelentős költségmegtakarítást is biztosíthatnak a szakorvosoknak, valamint a kórházaknak a legmegfelelőbb rögzítők beszerzésénél.

SZAKIRODALOM

- [1] Müller, M.E., Allgöwer, M., Bandi, W., Schneider, R., Willenegger, H., *Manual of Internal Fixation*, Springer Verlag, New York, 1970
- [2] Necula, R.D., *PhD Thesis*, "Carol Davila" University of Bucharest, Romania, 2011

- [3] Necula, R.D., Panait, Gh., Száva, I., Şamotă, I., *Evaluation of Micro-Movements in the Biomechanical Context of Bone Shaft Fracture Healing in Elastic versus Rigid Fixations*, *Annals of Academy of Romanian Scientists, Series: Medical Sciences*, Vol. 2, nr. 2., 2011, pp. 64-78, ISSN 2067—7766
- [4] Perren, S.M., at al., *Cortical Bone Healing. The Reaction of Cortical Bone to Compression*, *Acta Orthop. Scand.*, 1969 (Suppl.) 125, pp. 19-30
- [5] Perren, S.M., *Evaluation of the Internal Fixation of Long Bone Fractures. The Scientific Basis of Biological Internal Fixation: Choosing a Balance Between Stability and Biology*, *J. Bone Joint Surg. Br.*, 2002, Vol. 84 (8), pp. 1093-1110
- [6] Perren, S.M., *Physical and Biological Aspects of Fracture Healing with Special Reference to Internal Fixation*, *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 1979, Vol. 138, pp.175-196
- [7] Sutton, A. M., Orteu, J. J., Schreier, W. H., *Image Correlation for Shape, Motion and Deformation Measurements*, Springer Verlag, 2010
- [8] *** VIC-3D 2010, *Reference Manual*, Correlated Solutions & ISI-Sys GmbH, USA, Kassel, Germany, 2010