

TDK-dolgozat

Szerző: Kocsis Miklós



TUDOMÁNYOS DIÁKKÖRI DOLGOZAT

**SCOLIOSIS ÁLLAPOTELEMZŐ
RENDSZER
STATUS ANALYSIS SYSTEM OF
SCOLIOSIS**

Szerző: **Kocsis Miklós**
mérnök informatikus szak, V. évf.

Témavezető: **Dr Vámosy Zoltán**
egyetemi docens

Tartalomjegyzék

Tartalomjegyzék	2
1. Bevezetés	3
2. Projekt célja	3
3. Előzetes számítások	3
4. Kutatás a vonatkozó szakirodalomban	6
4.1. A napjainkban leggyakrabban használt módszerek	6
4.2. Hasonló rendszerek	7
4.2.1. Moire-kép módszer	7
4.2.2. Diasu 3D BodySpine	7
4.2.3. Motion Capture	8
4.2.4. Konklúzió.....	9
5. Rendszerterv	10
5.1. Rendszer felépítése.....	10
5.2. 3D rekonstrukció	11
5.3. Kamera kalibráció	12
5.4. Sztereó megfeleltetés és diszparitás	13
5.5. Gerincferdülés elemzés	16
5.5.1. A vizsgálandó pontok	16
5.5.2. Mérések.....	20
6. Rendszer megvalósítása	24
6.1. Kamera kalibrációs modul	24
6.1.1. Kamerák távolságának beállítása.....	24
6.1.2. Kalibráció.....	28
6.1.3. Rektifikáció.....	29
6.2. Markerkereső modul	30
6.2.1. Küszöbölés.....	30
6.2.2. Aktív markerek	32
6.2.3. Passzív markerek	35
6.2.4. Marker detektálás.....	39
6.2.5. Sztereó megfeleltetés és diszparitás számítás.....	42
6.2.6. 3D rekonstrukció.....	47
6.2.7. Címkézés.....	47
6.3. Állapotelemző és megjelenítő modul.....	47
7. A szoftverek bemutatása	48
7.1. Kamera azonosító.....	48
7.2. Kamera kalibráló	49
7.3. Markerkereső.....	50
7.4. Állapotelemző és megjelenítő	51
8. Tesztelések.....	51
8.1. Kamera kalibrációs modul	51
8.2. Markerkereső modul	54
9. Eredmények bemutatása	55
10. Összefoglalás	59
11. Summary	60
12. Irodalomjegyzék	62
13. Ábrajegyzék	64

1. Bevezetés

A gerincbántalmakat manapság civilizációs betegségként aposztrofálják. Valójában azonban a probléma evolúciós eredetű: a felegyenesedés, a két lábra állás következtében a gerinc fokozott terhelésnek lett kitéve. A civilizáció fejlődésével a probléma tovább fokozódott (TV, számítógép, ülő foglalkozások, stb.). [15]

Gerincferdülésen a gerincoszlop oldalirányú görbületét értjük, amihez legtöbbször a csigolyák elfordulása is társul. Az érintett csigolyák mozgékonyasága legtöbbször lényegesen lecsökken, olyannyira, hogy a csigolyaoszlop aktív kiegyenesítése már nem lehetséges. A fent említett csigolyacsavarodás következtében a háti szakaszon úgynevezett bordapúp, az ágyéki szakaszon ágyéki púp alakul ki. A gerincferdülés kezelésére számos módszer ismert. A korzett (fűző) akkor válik szükségessé, ha valószínűsíthető, hogy a gyógytornás kezelés önmagában nem elegendő a görbület korrigálására. Ez általában 20 fok feletti görbületek esetén jön szóba. Amennyiben a gerincferdülés mértéke meghaladja az 50 fokot, nagy valószínűséggel operáció javasolt. [9]

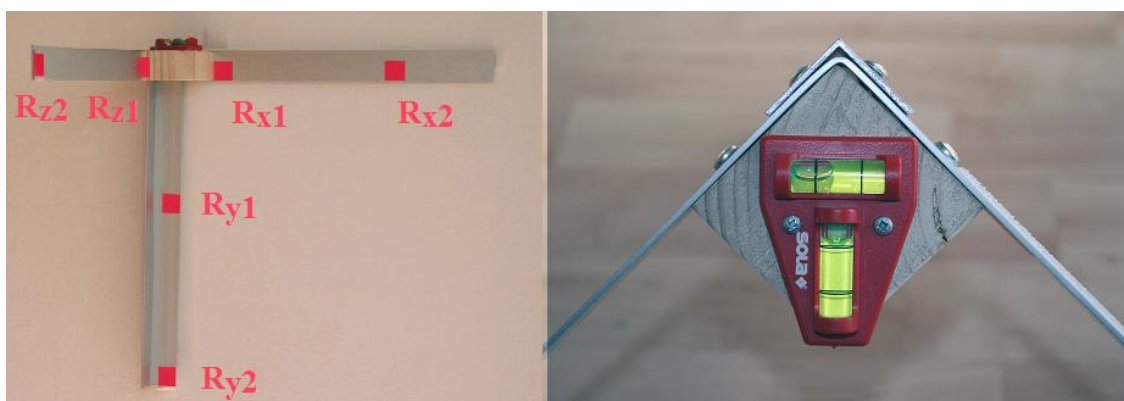
2. Projekt célja

A projekt célja egy olyan rendszer elkészítése, melynek feladata egy ember testén gyógytornász által elhelyezett markerek térbeli pozíciójának kiszámítása, majd e pontokból a gerinc állapotára vonatkozó számítások elvégzése. A vizsgálat során a mozdulatlanul álló beteg hátáról egy sztereófelvétel készül. A rendszer megkeresi a markereket, majd meghatározza azok világ-koordinátáit. Cél, hogy e pontok meghatározása egy centiméteres hibahatáron belül legyen. Az adatokból a szoftver méréseket végez a páciens testtartására vonatkozóan. A számítások eredményei megjeleníthetők, valamint lementhetők. Cél, hogy rendszeres mérések mellett egy beteg állapotváltozása hatékonyan nyomon követhető legyen.

3. Előzetes számítások

A rendszer alapját két darab *Logitech C300* webkamera adja. A bennük található szenzor négy féle felbontással tud működni: 320x240 (QVGA), 640x480 (VGA), 800x600 (SVGA), illetve 1280x1024 (1.3 MP). Fontos, hogy ezek ismeretében

készítsek egy előzetes számítást arra vonatkozóan, hogy minimum mekkora elváltozást tudnék érzékelni egy páciensen x és y irányban. A z irányú pontosságot egy későbbi teszt során vizsgáltam meg, ugyanis azt a felbontáson kívül a kamerák közti távolság (bázistávolság) is befolyásolja. A számítások eredményei megmutatják, hogy egy pixel a képen a valóságban hány milliméternek felel meg. Ezen arányszámok kihatással vannak a dolgozat egészére, ugyanis ha túl nagy az értékük, a rendszer nem tudja teljesíteni a célul kitűzött 1 cm-es pontosságot. Ebben az esetben jobb minőségű kamerákat kellene választanom. A számításokhoz készítettem egy mérőeszközt, mely 3 egymásra merőlegesen illesztett alumínium lemezből áll (1. ábra). Mindegyik tengelyre felragasztottam két-két referenciapontot. Ezekre a későbbiekben a következő jelölésekkel fogok hivatkozni: $R_{x1}, R_{x2}, R_{y1}, R_{y2}, R_{z1}, R_{z2}$.



1. ábra: x, y, z irányt mutató referencia eszköz

A három tengely közös pontjára egy vízszintmérőt helyeztem el, hogy az eszközt precízen be lehessen állítani. Az egyik vízszintes lemez hátuljára egy tépőzárát ragasztottam, hogy könnyen fel lehessen erősíteni például egy, a pácienssel szemben lévő falra vagy szekrényre. Ez az eszköz egyben a későbbi 3D rekonstrukció által kapott eredmények átskálázására, valamint a gerincferdülésre vonatkozó számításokhoz szükséges referencia síkok meghatározására is szolgál. A felhelyezett pontok távolságát az 1. táblázat szemlélteti.

$d(R_{x1}, R_{x2})$ [mm]	$d(R_{y1}, R_{y2})$ [mm]	$d(R_{z1}, R_{z2})$ [mm]
180	180	290

1. táblázat: Referenciapontok távolsága

Az x és y irányokban kiszámítottam egy arányszámot, mely az adott tengelyen lévő referenciapontok milliméterben mért távolsága elosztva azok adott irányú

koordinátáinak pixelben mért különbségével. A számítások eredményei az 2-3. táblázatban láthatóak.

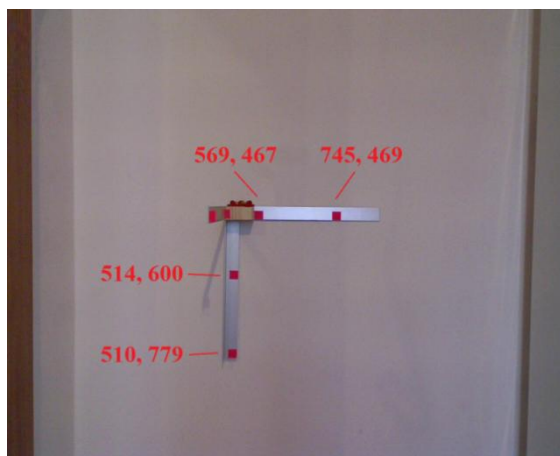
Felbontás [pixel]	320x240	640x480	800x600	1280x1024
$R_1 R_2$ távolság [pixel]	45	89	111	176
Arány	4,00	2,02	1,62	1,02

2. táblázat: x tengelyen mért minimális elváltozások arányszámai

Felbontás [pixel]	320x240	640x480	800x600	1280x1024
$R_3 R_4$ távolság [pixel]	45	89	112	179
Arány	4,00	2,02	1,60	1,00

3. táblázat: y tengelyen mért minimális elváltozások arányszámai

A célokat, hogy x és y irányban minimum 1 cm-es eltéréseket detektálni tudjak, már a 320x240-es felbontás is teljesíti. A magasabb felbontás viszont nagyobb pontosságot eredményez mind a méréseknél, mind a későbbi markerdetektálásnál és -illesztésnél. Ez utóbbi részfeladatnál azért fontos a jó felbontás, mert a csigolyák elhelyezett jelölők nagyon közel vannak egymáshoz, emiatt kis felbontáson, egy-két pixeles markerdetektálási pontatlanság nagyobb tévedést jelent cm-re átszámítva. A kamera kalibrációs mintavétel és a markerkeresés sebességében azonban hátrányt jelenthet a túl nagy felbontás egy kisebb teljesítményű számítógépen. Mindezeket megfontolva a legmagasabb 1280x1024-es felbontást választottam. A 2. ábrán ennek a felbontásnak a mérése látható. A teljes mérés dokumentációja a dolgozathoz mellékelt CD-n található.



2. ábra: Milliméter/pixel arány számítása 1280x1024-es felbontáson

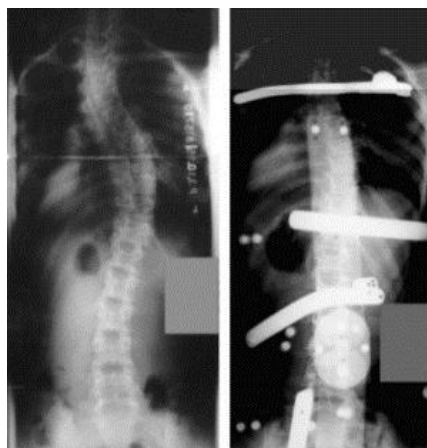
4. Kutatás a vonatkozó szakirodalomban

4.1. A napjainkban leggyakrabban használt módszerek

A szakorvosok és a gyógytornászok gyakran digitális fényképet készítenek a betegek hátáról. Ennek a módszernek a használhatósága azonban sok tényezőtől függ. Kérdéses, hogy azonosíthatóak-e a differenciák egy páciens múltbéli és jelenlegi felvételén. Ezt nehezíthetik az eltérő fényviszonyok, a nem teljesen azonos orientációból készült felvételek, eltérő testtartások, stb. Mindezeket túl egy fénykép nyilvánvalóan csak 2D leképezést ad egy testről, ami a gerinc esetében koránt sem kielégítő, mivel a csigolyák egészséges anatómiája bonyolult ívet ír le.

Létezik egy úgynevezett *SpinalMouse* eszköz, amely az alakjáról kapta a nevét, mivel egy számítógépes egérhez hasonlít leginkább. A berendezés először normál testhelyzetben, majd pedig előre-hátra hajolva vizsgálja meg a páciens. Ezt követően egy számítógépes program segítségével leképezi a gerinc alakját és elmozdulásait. A vizsgálat grafikusan mutatja be a gerinc mozgásait és az esetleges elváltozásokat. A csigolyák egymáshoz képest történő elmozdulásaiból következtetni lehet a szegmentum stabilitására, illetve instabilitására, a gerinc körüli izmok állapotára és számos egyéb elváltozásra. [7]

A röntgen, egy másik, a gerincferdülés mérésére szolgáló eszköz (3. ábra) segítségével két irányból felvételeket készítenek a gerincoszlopról. Meghatározzák a görbület mértékét, ami alapján kezelési tervet állítanak fel. A nagyon súlyos esetekben műtéti beavatkozás szükséges. A módszer hátránya, hogy sugárterhelés éri a szervezetet.



3. ábra: Előrehaladott scoliosis műtéti korrekciója [ORT]

4.2. Hasonló rendszerek

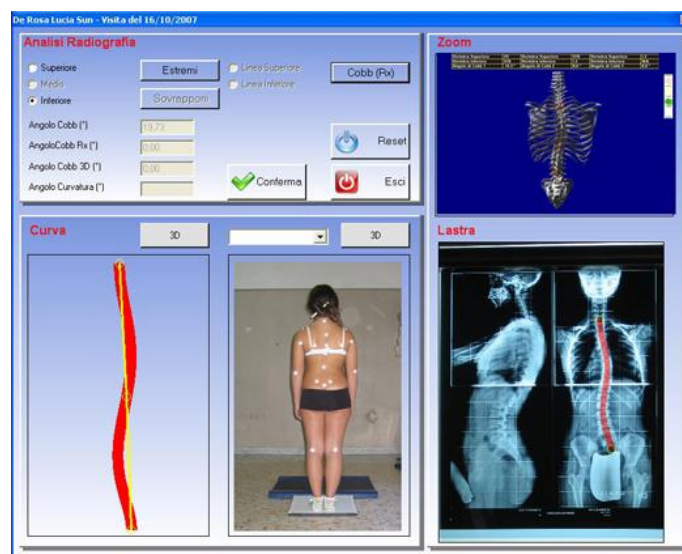
Bár a fent említett módszerek a legelterjedtebbek, léteznek a dolgozatomban alkalmazotthoz hasonló rendszerek is.

4.2.1. Moire-kép módszer

Összetett módszert fejlesztett ki Dr. Marschalkó Péter a tinédzserkorban lévő gyerekek testtartásának felmérésére. A rendszer több modulból áll. Az egyik ilyen az úgynevezett Moire-kép rögzítés módszer, mely egy rácshálót vetít az emberre. A háló vonalai, mint interferenciák, kirajzolják a test domborzati térképét. Ugyanebből a helyzetből készítenek még egy termográfias felvételt is, mely az izomfeszességek eloszlását mutatja meg. A rendszer része még egy CVPTV osztályozó, mely a talpakról készített nyomástérkép alapján következtet a testtartás statikai eltéréseire. [11]

4.2.2. Diasu 3D BodySpine

A Diasu nevű olasz cég emberi testtartást diagnosztizáló rendszereket fejleszt. Ezek közül egy, a 3D BodySpine. A módszer alapjául fényvisszaverő markerek szolgálnak, melyeket a teljes testfelületen különböző pontokra helyeznek el. Az így megjelölt emberről 3D kamerával felvételeket készítenek. A kinyert markerek pozíciójából jellemző távolságokat és szögeket (Cobb fokok) számolnak ki. A mellékelt szoftver virtuálisan is megjeleníti a gerinc görbületeit, valamint a test jellemző vonalait (4. ábra). [6]



4. ábra: 3D BodySpine [BOD]

4.2.3. Motion Capture

A filmiparban, valamint a videó játékok készítésénél igen gyakran használják az úgynevezett motion capture technikát, melynek célja az emberi mozgás minél realisztikusabb, digitális rögzítése. A módszer alapja, hogy a rögzíteni kívánt tárgyra, legyen az egy személy vagy egy mozgó jármű, markereket helyeznek el. Ezeken a jelölőknél a mozgását követik és rögzítik. Erre többféle technika létezik [24]:

- Elektromechanikus rendszerek
- Elektromágneses rendszerek
- *Optical motion capture* rendszerek
- Aktív LED marker alapú rendszerek
- Passzív rendszerek
 - Fényvisszaverő marker alapú rendszerek
 - Marker nélküli (*non-intrusive*) rendszerek
- Egyéb rendszerek

Általánosságban mindegyikre igaz, hogy a felvételeket speciális körülmények között készítik, hogy a rendszer működéséhez szükséges feltételek, például a megvilágítás mindig adott legyen. Egy ilyen stúdióban (5. ábra) kettőnél több kamerát használnak, hogy a színész mozgását minden irányból követni tudják. A szereplőt legtöbbször egy speciális fekete színű ruhába öltöztetik, melyen különböző számú úgynevezett aktív markert (LED) helyeznek el. [1]



5. ábra: Aktív markerek [MOT]

A kevésbé bonyolult mozgások, például arcminimika rögzítéséhez úgynevezett passzív markereket is szoktak használni. Erre sokfajta jelölő létezik: gombostűfejhez

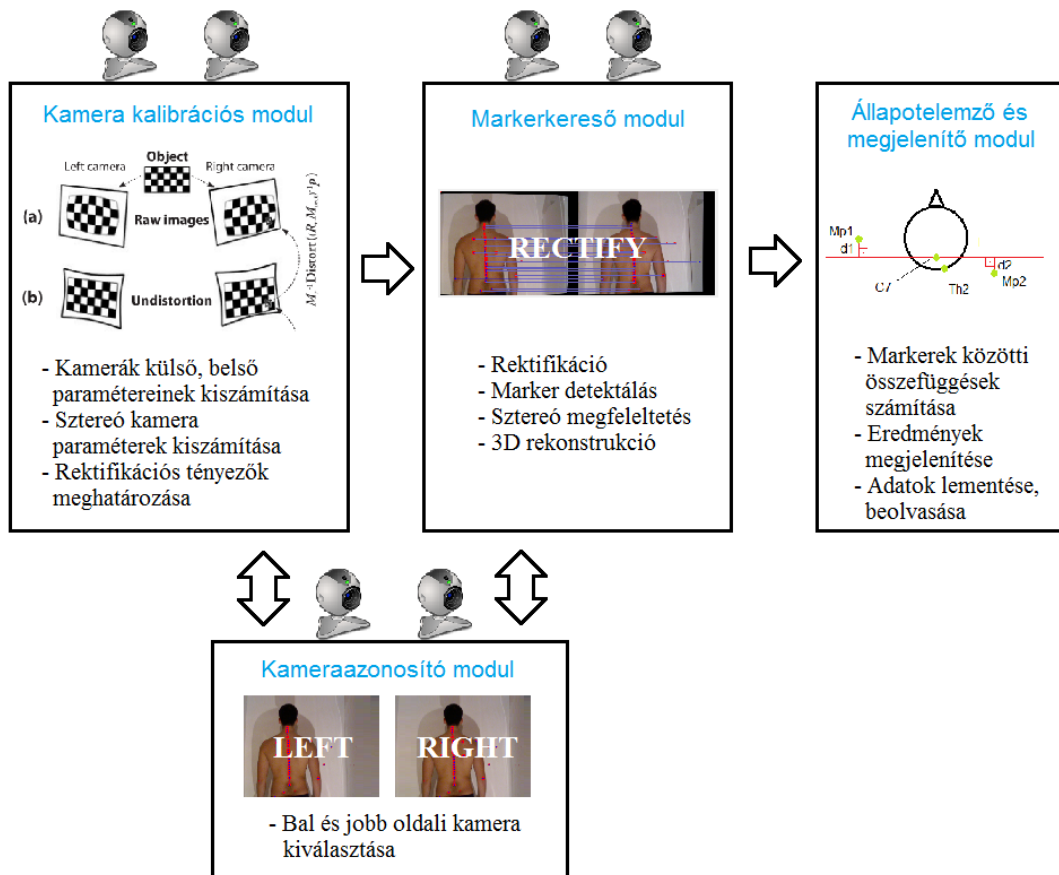
hasonlító, testre felragasztható gömbök, különböző ceruzák, tollak, melyekkel az emberi bőrt meg lehet jelölni; egyszerű színes, vagy fényvisszaverő matricák, vagy bármi, ami a háttérrel és a keresett pontokat a célnak megfelelően elkülöníti. [2]

4.2.4. Konklúzió

Mind az orvosi gyakorlatból, mind a szórakoztató iparból bemutatott rendszerek problematikája, hogy egy népbetegség tömeges diagnosztizálásához, ill. állapotváltozásainak jellemzéséhez elképzelhetetlen a bevetésük a relatív bonyolult felszerelésigény, következésképpen költséges megvalósíthatóság és alkalmazás miatt. Másrészt viszont, miután a szakemberek munkaideje is drága és persze korlátos, olyan megoldásra van szükség, amely különösebb eszközigény nélkül, azaz hétköznapi felszerelésekkel, lényegében a rendelés helyén eleve adott, illetőleg könnyen beszerezhető informatikai eszközökkel rövidítené le és monitorozná a diagnózis és a terápia folyamatát. Miután a kulcs alapvetően a szoftver, olyan eszközöket (kamerákat, tesztereket, markereket kerestem, amelyekről feltételezhető, hogy különösebb инвестиáció nélkül tömegesen alkalmazhatók lennének a mai mindennapos orvosi gyakorlatban, de még kielégítik azokat a feltételeket, amelyeket a szoftver a képalkotással, sztenderdizálhatósággal, megkülönböztethetőséggel és reprodukálhatósággal szemben támaszt az orvosi szempontból korrekt eredmény eléréséhez.

5. Rendszerterv

5.1. Rendszer felépítése



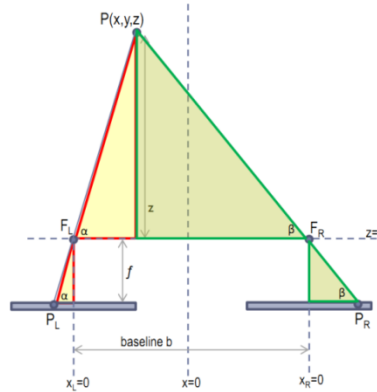
6. ábra: Rendszerterv sematikus ábrája

A rendszeremet négy fő részre bontottam (6. ábra). Az első a kamera kalibrációs modul, mely kiszámítja a kamerák belső és külső paramétereit, valamint a rektifikáláshoz szükséges egyéb paramétereket. Ennek a kimenetével dolgozik a markerkereső modul. Feladata, hogy rektifikálja a képeket, megkeresse az azon lévő markereket, majd kiszámítja ezek 3D-s koordinátáit. Mindkét előző modulhoz kapcsolódik az úgynevezett kameraazonosító modul. Ennek feladata, hogy megjelenítse a rendszerhez kapcsolt kamerák képeit annak érdekében, hogy a felhasználó azonosítani tudja a bal és a jobb kamerát. A markerkereső modul kimenete a markerek 3D-s koordinátái, melyeket az állapotelemző és megjelenítő modul használ fel. Ez a modul a kapott térbeli pontokon elvégzi a szükséges számításokat, majd az eredményeket grafikusán és szövegesen is megjeleníti. A következő fejezetekben a modulok működését fogom részletezni.

5.2. 3D rekonstrukció

A rendszer alapja, hogy meghatározzuk a beteg testén elhelyezett markerek 3D koordinátáit. Ehhez minimum két kamera szükséges. Egy kamera segítségével is lehet térbeli információt kinyerni, ehhez azonban több különböző pozícióból készített felvétel szükséges. Érthető, hogy ez körülményes, mert biztosítani kell, hogy az objektum – esetemben egy álló ember – a felvétel idején teljesen mozdulatlan legyen. A projekt célja, hogy detektáljam az ember testén lévő markereket, kiszámítsam térbeli pozíciójukat, valamint számításokat végezzek velük.

Egy pont térbeli koordinátájának kiszámításához leggyakrabban az úgynevezett háromszögelés módszerét szokták használni, ezért én is ezt a megközelítést alkalmazom, és a következőkben részletesebben bemutatom. A 7. ábrán látható egy sztereó-kamerás rendszer modellje.



7. ábra: Ideális sztereó kamerás rendszer geometria modellje [BOR]

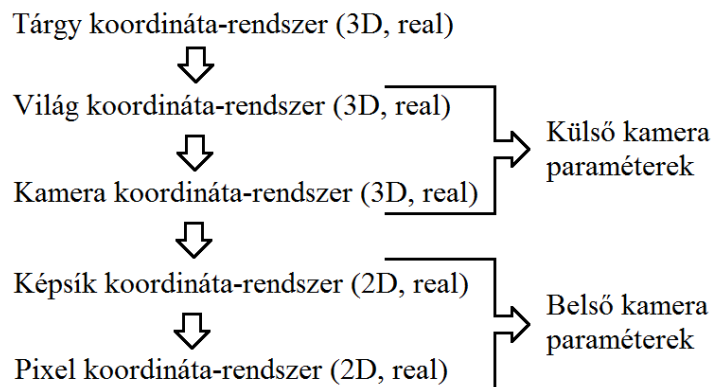
A bal és jobb oldali, azonos fókusz távolsággal (f) rendelkező két kamera egymástól b távolságra helyezkedik el, úgy hogy a képsíkjuk egy síkra esik. Adott a térben egy P pont, mely mindkét kamera képén látszódik (P_L és P_R). F_L a bal, F_R a jobb oldali kamera fókuszpontja (vetítési középpontja). A hasonló háromszögek arányából a következő egyenletrendszert lehet felírni. Az egyenletek rendezésével megkapjuk z -t.

$$\frac{P_L}{f} = \frac{-\frac{1}{2}b+x}{z}, \frac{P_R}{f} = \frac{\frac{1}{2}b+x}{z} \Rightarrow z = \frac{bf}{P_R - P_L}, \text{ ahol } (P_R - P_L) \text{ a diszparitás.}$$

A cél, hogy kiszámítsam egy pont z mélységi koordinátáját. Van viszont pár probléma, ugyanis a képlet csak a fentebb kikötött speciális feltételek mellett működik. Egyrészt feltettük, hogy a két kamera egy síkban helyezkedik el, valamint, hogy az egyik kamera képsíkján látható P pontnak ismerjük a másik kamera képsíkján lévő párját. A következő fejezetek e problémákra adnak megoldásokat. [BOR]

5.3. Kamera kalibráció

A kamera kalibráció alapelve, hogy találjuk meg azt a projekciós egyenletrendszert, amely kapcsolatot teremt a valós tér ismert pontjainak egy halmaza és a hozzájuk tartozó ismert képpontok között (a képsíkban). Ennek az egyenletrendszernek a paramétereit hívjuk a kamera külső, illetve belső paramétereinek (8. ábra).



8. ábra: Kamera kalibráció egyenletrendszere

A belső paraméterek a kamera fizikai jellemzőire utalnak. Mindig konstans értékek, melyek függetlenek a kamera térbeli helyzetétől (pozíciójától és orientációjától). Ebből következik, hogy elegendő őket csak egyszer kiszámítani. A belső paraméterek egy részét gyakran mátrixos formában ábrázolják [3]. A kamera mátrix öt értéket foglal magába:

$$A = \begin{bmatrix} f_x & \alpha & c_x \\ 0 & f_y & c_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Az f_x és az f_y reprezentálja a fókusz-távolságot. Gyakran még megszorozzák ezt a két értéket egy-egy vízszintes és függőleges pixelméretet reprezentáló skálázó faktorról. α reprezentálja a pixel-dőlésszöget, ami az x és y tengely által bezárt szög. Modern kamerák esetében ez az érték majdnem mindig 0. c_x és c_y az optikai középpont koordinátái. Ideális esetben ezek a kép közepére esnek. Belső paraméterek még a kamera radiális és tangenciális torzítási együtthatói is. A kamerák a bennük található lencsék miatt a valóság pontjait torzítással képezik le. Ebből következik, hogy ami a valóságban egyenes mentén helyezkedik el, az a rögzített képen vagy videón (képek sorozata) görbeként jelenik meg. Ezt a fajta torzulást radiális torzulásnak nevezzük. A

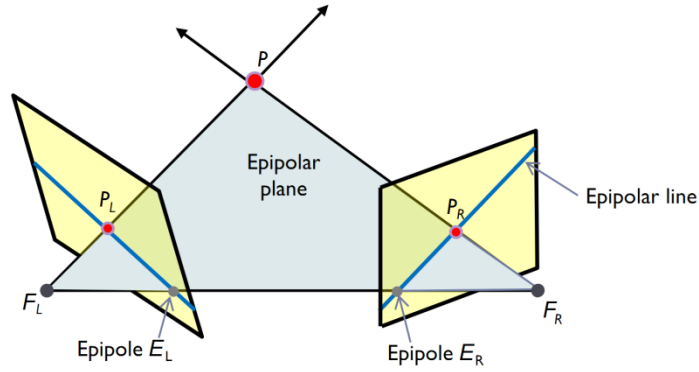
kamera minőségétől függ, hogy ez milyen mértékű. Ezen kívül a kameráknak egy másik, úgynevezett tangenciális torzulása is van, mely gyártási hiba következménye [19]. Ez sokkal kisebb mértékű, mint a radiális torzítás. Hétköznapi használatban a torzulásokat figyelmen kívül szokták hagyni, hiszen nem feltétlenül zavaróak. Azonban sztereó kamerák használata esetén, mikor kettő, vagy több képből szeretnénk mélységi információt kinyerni, ezek a hibák többszörösen jelentkeznek, és nagyban rontják a mérés pontosságát. A kalibrálás során kapott adatokkal ezek a torzítások kiküszöbölhetőek.

A külső kamera paraméterek az ismeretlen kamera koordináta rendszer és az ismert világ koordináta rendszer kapcsolatát írják le. Ezeket egy R forgatómátrixba (kamera orientáció) és egy T eltolás vektorba (kamera helyzet) lehet összefogni. Több kamera együttes használata esetén meghatározható a kamerák egymáshoz viszonyított helyzete is. Ezt sztereó kalibrációnak hívják. Ebben az esetben a kalibrálás során az egyik kamera relatív pozícióját és orientációját is meg kell határozni a másik kamerához képest.

5.4. Sztereó megfeleltetés és diszparitás

Fontos, hogy a használni kívánt markerek jól detektálhatóak legyenek. Érdeemes úgy kiválasztani ezeket, hogy az adott körülmények között a lehető legjobban elkülönüljenek a háttértől. Figyelembe kell venni az emberi bőr színét, a megvilágítás típusát, valamint a háttér színét, esetleg textúráját. Ahhoz, hogy a markereken diszparitásokat tudjunk számolni, először meg kell feleltetni egymásnak a bal és jobb kamera képén a pontokat. Az összetartozó képpontok megtalálása egy sztereó képpáron nagyon nehéz feladat, egyrészt a pixelillesztések miatt, másrészt pedig mert 2D-s a keresés.

A sztereó megfeleltetés és diszparitás legegyszerűbben akkor számolható, amikor a két képsík pontosan illeszkedik. Egy valós sztereó rendszer esetében ritka a tökéletesen illesztett konfiguráció, miután a két kamera képsíkja szinte sosem teljesen komplanáris (sorillesztett). Általános esetben a 9. ábrán látható módon lehet leírni egy sztereó rendszer geometriai modelljét.



9. ábra: Általános sztereó rendszer geometriai modellje [BOR]

Az ábrán a bal és jobb kamera képsíkjai nincsenek ideális helyzetben, azaz nem esnek egy síkba. F_L és F_R a két kamera fókuszpontja (vetítési középpontja). Ezeket a pontokat összekötő egyenes a bal és jobb oldali képsíkot E_L , E_R *epipólus* pontokban metszi. Ezen kívül adott a térben egy P pont, mely mindkét kamera képsíkján látható (P_L és P_R). A $P_L E_L$ pontok által meghatározott e_L egyenest, a bal oldali kamera képsíkjára leképeződött P_L ponthoz tartozó *epipoláris egyenesnek* nevezzük. Értelmszerűen ennek a jobb oldali képsíkon lévő párja, e_R is egy epipoláris egyenes. Belátható, hogy az összes térbeli pont epipoláris egyenese áthalad az adott képsík epipólusán. Az $F_L P F_R$ pontok által meghatározott síkot pedig a P pont *epipoláris síkjának* nevezzük. A kérdés az, hogy egy ilyen általános modellben milyen összefüggést tudunk felírni a két képsík között.

A megoldást az úgynevezett fundamentális (F) és vagy esszenciális mátrix (E) adja. Ezen mátrixok a két képsík koordináta rendszerének kapcsolatát írják le. A kettő csak annyiban különbözik egymástól, hogy míg az esszenciális csak a két képsík koordináta rendszer közötti kapcsolatot írja le, addig a fundamentális mátrix a pixelkoordináták közötti összefüggést is tartalmazza. Ez tehát azt jelenti, hogy az esszenciális mátrixhoz a külső, míg a fundamentális mátrixhoz a külső és belső paraméterek is szükségesek. A fundamentális mátrix segítségével felírható az úgynevezett epipoláris összefüggés egyenlete:

$$(P_L^T)F(P_R) = 0,$$

ahol P_L^T a bal oldali képpont transzponáltja, P_R pedig a jobb oldali képpont. Abban az esetben, ha már vannak képpontjaink ezen egyenletet felhasználva írható képpont-párosító algoritmus. A fundamentális és esszenciális mátrix egymásból kiszámítható, ha ismerjük a sztereó rendszer külső és belső paramétereit. Amennyiben valamelyik

paraméterkészlet hiányzik, a mátrixokat csak megközelítőleg tudjuk kiszámolni. Ezen algoritmusok legtöbbször összetartozó pontpárokból létrehozott lineáris egyenletrendszereket használnak fel. [4]

Általános helyzetű kamerák esetében létezik egy megoldás, aminek segítségével könnyebb az összetartozó képpontok keresése. Ezt rektifikálásnak hívjuk. Az eljárás újrapetíti a két kamera képsíkját úgy, hogy azok pontosan ugyanabban a síkban helyezkednek el, miközben képsoraik egy frontális párhuzamos konfigurációba tökéletesen illesztettek lesznek. Ez azt is jelenti, hogy a képsíkok epipoláris egyenesei párhuzamosak lesznek a képek x tengelyeivel. Ezzel gyakorlatilag leképezzük a két képet egy-egy új síkra, melyek párhuzamosak lesznek egymással. A keresés dimenziója kettőről egyre csökken, azaz az epipoláris sík helyett elég csak az epipoláris vonalak mentén vizsgálni a pontokat. Így nemcsak könnyebb az egyes pontpár-egyezők megtalálása, hanem diszparitást is tudunk már számolni. [4]

A rektifikációs tényezők kiszámításához számos módszer létezik. Az egyik Richard Hartley nevéhez fűződik, melyhez csupán az F mátrix szükséges, így lehetséges nem kalibrált sztereó kamerákhoz alkalmazni. A másik Bouguet algoritmus, mely a két kalibrált kamerából származó rotációs és translációs paramétereket alkalmazza. [3]

Hartley algoritmus, azon homográfiák megtalálására törekszik, amelyek a végtelenhez rendelik az epipólusokat, miközben minimalizálják a két sztereó kép közt számított diszparitásokat. Mindezt egyszerűen két képpár megfelelő pontjainak illesztésével teszi. Ennek következtében nem szükséges a két kamera belső paramétereit meghatároznunk, mert ezt a belső információt a pontillesztések értelemesen tartalmazzák. Hartley algoritmusának előnye, hogy online sztereó kalibráció végezhető egyszerűen a kép pontjainak megfigyelésével. Hátránya viszont, hogy nem érzékeljük a képarányokat. Például, amennyiben egy sakktáblamintát használnánk a pontillesztések létrehozásához, képtelenek volnánk megválaszolni, hogy vajon a sakktáblaminta oldalai 100 m-esek, és az a távolban helyezkedik el, vagy éppen 100 cm-esek és a tábla a közelben van. Szintén képtelenek lennénk külsőleg felmérni a belső kamera mátrixot, amelynek hiányában előfordulhat, hogy a kamerák különböző fókusztávolsággal, aszimmetrikus pixelekkal, különböző vetítési középpontokkal és/vagy különböző fókuszpontokkal (a kameratengely és a képsík dőléspontja) rendelkeznek. Ennek

eredményeképpen a 3D tárgyrekonstrukció csupán egy projektív transzformációt takar. [3]

Bouguet algoritmus a következőképpen működik: a sztereó képek közti R rotációs mátrix és T transláció ismeretében megpróbálja minimalizálni a reprojekció által létrehozott, mindkét képet érintő változást (ezáltal minimalizálni a létrejövő reprojekciós torzulásokat), miközben igyekszik maximalizálni a közös képterületet. [3]

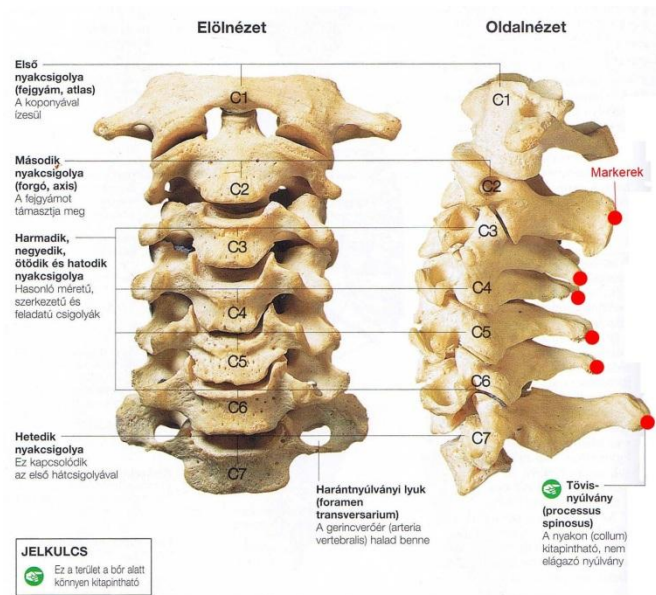
5.5. Gerincferdülés elemzés

5.5.1. A vizsgálandó pontok

Az elemezni kívánt pontokat és az azokon elvégzendő számításokat Holcsa Judit gyógytornással egyeztetve határoztam meg. Elmondása szerint egy teljes fizikális állapotfelmérés 1,5–2 óráig tart, mialatt egy 8–10 oldalas vizsgálati lapot töltenek ki. Ennek a vizsgálatnak a nagy része az álló páciens mögötti széken ülve történik. A gyógytornász megkeresi a test jól kitapintható pontjait, majd megméri ezek egymáshoz viszonyított helyzetét mérőszalaggal, szögmérővel, scoliométerrel. Ezen értékek alapján következtet a fiziológiástól való eltérésekre. Az én számításaim a manuális módszer vizsgálati idejének töredéke alatt elkészülnek. Emellett a mérések sokkal pontosabbak. Mivel egy ilyen hosszadalmas vizsgálatot elegendő 2–3 havonta elvégezni (látható javulás vagy romlás csak ilyen idő intervallum alatt jön létre), a minél pontosabb eredmény érdekében a lehető legtöbb pontot figyelembe veszik. A felhelyezendő markerek számát (összesen 42 db) – bár az én módszerem gyorsabb és pontosabb – éppen az egzakt összehasonlíthatóság végett – nem csökkentettük. A vizsgálni kívánt pontokat két csoportba osztottuk:

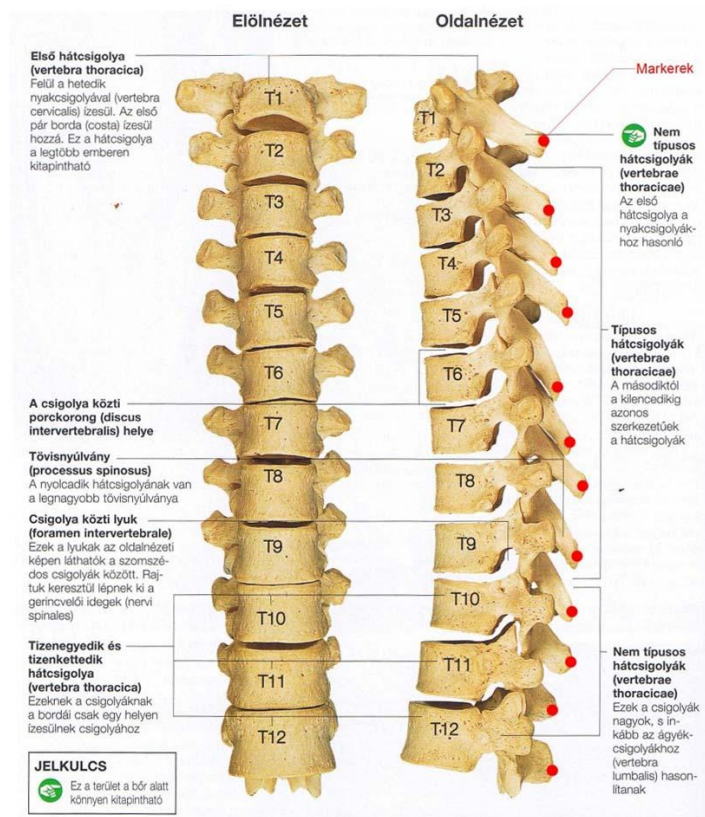
Páratlan markerek

- C₂-C₇ nyaki (Cervicalis) csigolyák tövisnyúlványai (10. ábra)



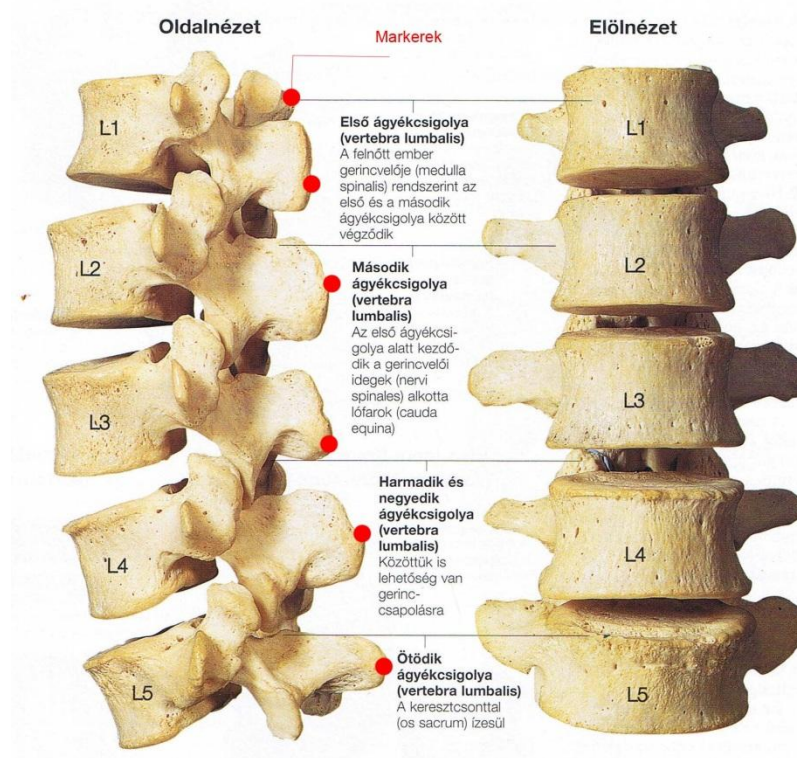
10. ábra: Markerekkel megjelölt nyaki csigolyák [ABR]

- T₁-T₁₂ háti (Thoracalis) csigolyák tövisnyúlványai (11. ábra)



11. ábra: Markerekkel megjelölt háti csigolyák [ABR]

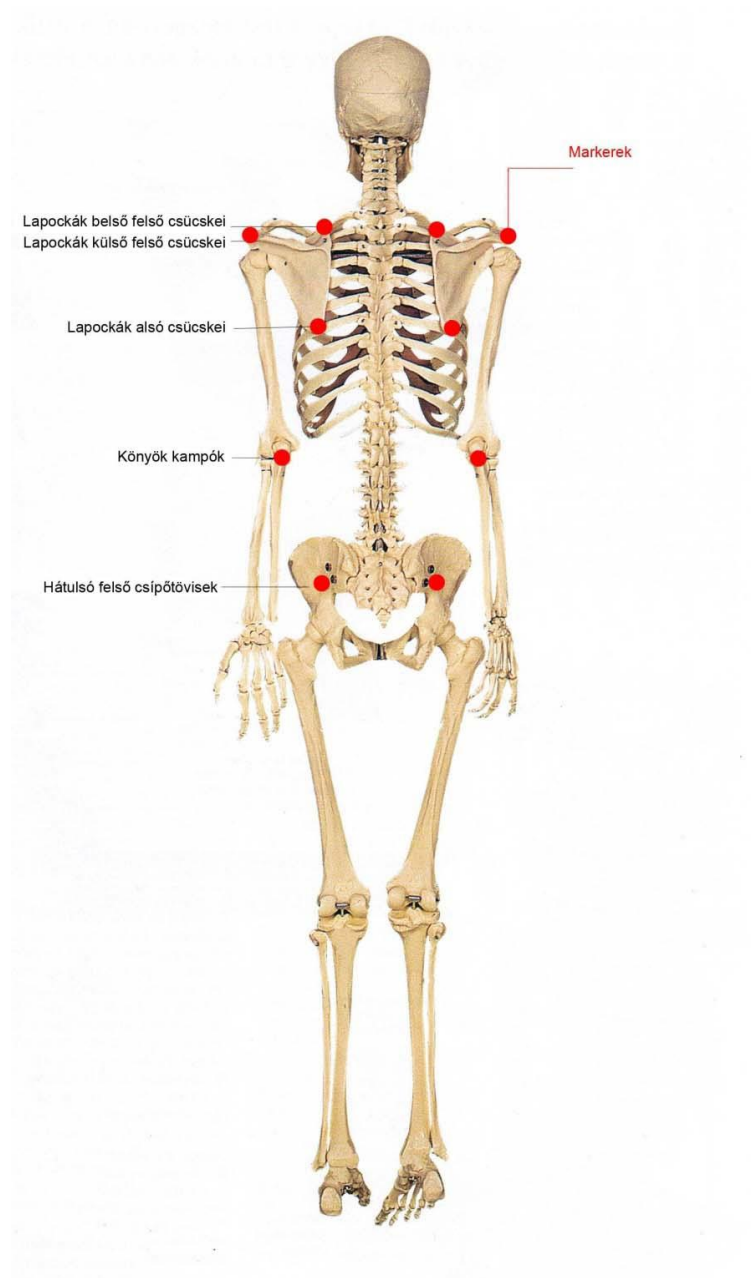
- L₁-L₅ ágyéki (Lumbalis) csigolyák tövisnyúlványa (12. ábra)



12. ábra: Markerekkel megjelölt ágyéki csigolyák [ABR]

Páros markerek (13. ábra)

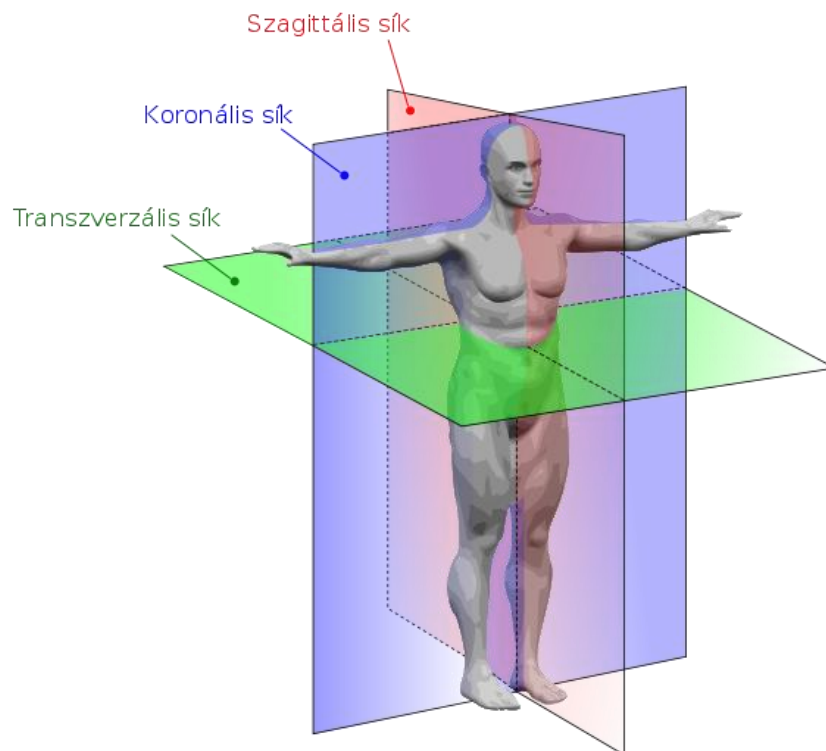
- Lapockák külső felső csücskei
- Lapockák belső felső csücskei
- Lapockák alsó csücskei
- Könyök kampók
- Hátulsó felső csípőtővisek (SIPS)



13. ábra: Markerekkel megjelölt páros pontok [ABR]

5.5.2. Mérések

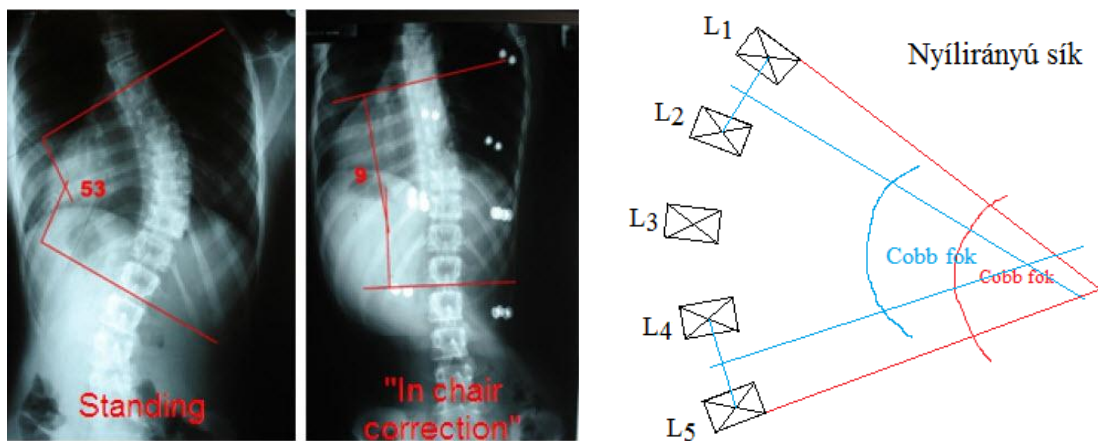
Az én rendszeremhez működéséhez egy sztereó képpárra van szükség, melyet a beteg hátáról készítek. A legtöbb számításom manuális módszereken alapul. Egy virtuális térben bármilyen mérés elvégezhető, azaz nem jelent problémát mondjuk egy pont távolságának lemérése egy a test belsejében futó egyenestől. A számításokhoz két referenciasíkot fogok használni. Minden embernél meghatározható az úgynevezett függőőnos vizsgálattal, hogy a törzs kompenzált helyzetben van-e. Ennek alapja a középvonal, ami a C_7 csigolya tövisnyúlványától egy lefelé bocsátott függőleges egyenes. A vizsgálat elején a gyógytornász felhelyezi a páciensre a markereket, majd megkéri, hogy álljon bele egy a földön megjelölt kis négyzetbe. Testtartásra vonatkozóan nincs semmilyen kikötés, fontos a természetes testtartás. A C_7 , valamint az R_{x1}, R_{x2} pontok segítségével meghatározható az első referencia, a homlokirányú (frontalis) sík. A másik referencia a nyílrányú (sagittalis) sík, ami a homloksíkra merőleges, és amelynek a homloksíkkal vett metszete a középvonal (14. ábra). Az utóbbi sík meghatározásához a C_7, R_{x1}, R_{x2} pontok szükségesek.



14. ábra: Egy ember három fő síkja [ANA]

Ahogy már említettem, a számításokat úgy terveztük meg, hogy azok megfeleljenek a szakmában jelenleg végzett méréseknek, azaz már az első felvétel készítésekor is összehasonlítható eredményeket kapjunk.

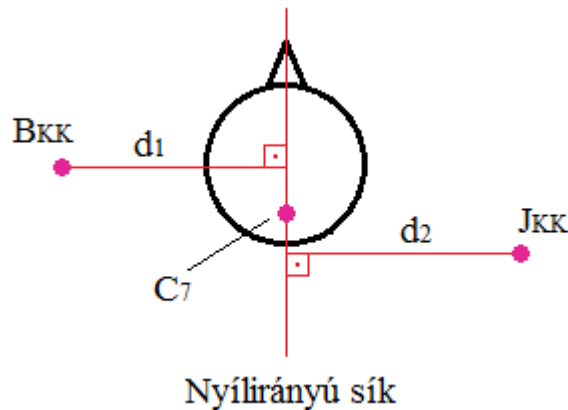
A gerinc ideális esetben csak a nyílrányú síkban görbül, persze a való életben kisebb nagyobb differenciák a homloksíkban is felfedezhetőek. Ezeknek a görbületeknek a vizsgálatára az úgynevezett Cobb fok mérést szokták használni [16]. A nyílrányú síkban a nyaki, a háti és ágyéki görbületet mérik. A módszer: a görbületet határoló két csigolya alsó, illetve felső záró-lemezére állított merőlegesek kiegészítő szöge. Mivel ez a mérés kitapintással nem végezhető el, kétirányú röntgenfelvételt szoktak készíteni a páciensről, ami a 15. ábra bal oldali részén látható. A felvételeken kézzel mérik ki a Cobb fokokat.



15. ábra: Cobb fok mérése röntgen képen manuálisan és közelítő számítással [NOR]

Holcsa Judit szerint ez egy nagyon releváns adat, amit mindenképpen be szeretnénk venni a mérések listájába. Ezt a szöget viszont a rendszerem nem tudja kiszámítani, mivel az egyes csigolyák alakjáról csak egy-egy pont áll a rendelkezésemre. Ezért ezeket a méréseket az egyes síkokban a 15. ábra jobb oldalán bemutatott közelítéssel fogom kiszámolni. Az adott csigolyacsoportban (cervicalis, thoracalis, lumbalis) az első kettő és az utolsó kettő marker közé állítok egy felező merőleget és az általuk bezárt szöggel számolok.

Fontos információ a 16. ábrán látható páros markerek távolsága a nyírányú síktól, ezért ezt is megmérem.



16. ábra: Bal és jobb oldali könyökkampó (B_{KK}, J_{KK}) távolsága (d₁, d₂) a nyírányú síktól

A felső testen lévő páros pontok esetében kiszámolom egy adott magasságtól viszonyított függőleges elmozdulásukat.

Páros pontokhoz tartozó referencia csigolya pontok

- Lapockák belső felső csücskeit a T₂-höz mérem
- Lapockák külső felső csücskei anatómiailag a T₁ és a T₂ közé esnek, ezért ezeket a T₁-hez mérem
- Lapockák alsó csücskeit a T₇-hez mérem
- Könyök kampók karhosszúságtól függően a T₁₀ és az L₁ közé esnek, ezért ezeket a T₁₂-höz mérem
- Hátulsó felső csípőtőviseket (SIPS) az L₅-höz mérem

Mivel tengelyeket még nem definiáltam, csak síkokat, az előzőleg említett markerhez hozzárendelek egy referencia pontot. Ezek a 17. ábrán látható módon meghatározzák az adott referencia ponthoz tartozó nyírányú síkkal párhuzamos z tengelyt.

6. Rendszer megvalósítása

6.1. Kamera kalibrációs modul

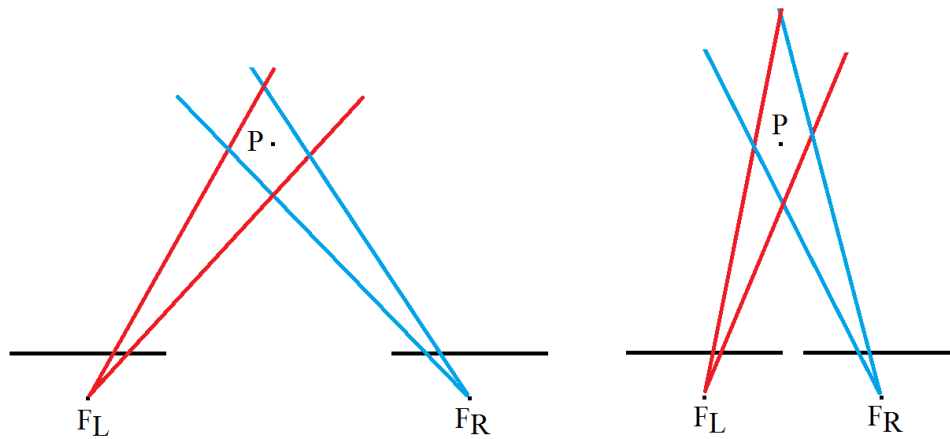
6.1.1. Kamerák távolságának beállítása

Mielőtt kalibrálnánk a kamerákat, valahogy meg kell oldani azok stabil rögzítését, hogy a kalibrálás után véletlenül ne lehessen elállítani a rendszert. Ehhez szükségem volt egy tartóállványra, ezért készítettem egyet (19. ábra). A szerkezet alapját egy hagyományos fényképezőgép állvány képezi. Erre vízszintesen egy alumínium szegélylécet rögzítettem. Fából készítettem a kameráknak egy-egy tartóbakot, melyek a szegélylécen csúsztathatók. A kamerák rögzítő szerkezete olyan, hogy azokat (az eredeti kialakításukból adódóan) egy monitorra lehet felcsíptetni. Ennél egy jóval precízebb rögzítésre volt szükségem, ezért építettem a saját kameratartót. Ezen mindkét kamera pozíciója változtatható és egy szárnyas csavar segítségével rögzíthető. A kellő távolság fixálását szintén egy csavarral lehet beállítani. Az eredeti célomat, hogy a kamerák helyzete minél jobban megközelítse egy ideális sztereó rendszer felépítését, ezzel sikerült elérni. A rögzítés egyben lehetőséget biztosít arra is, hogy a kamerákat egymás felé lehessen forgatni. Ezzel növelhető a két kamera által látott közös terület. Az ilyen kamera elrendezést egy másik – az általam használttól különböző – hááromszögelés módszernél is érdemes használni.



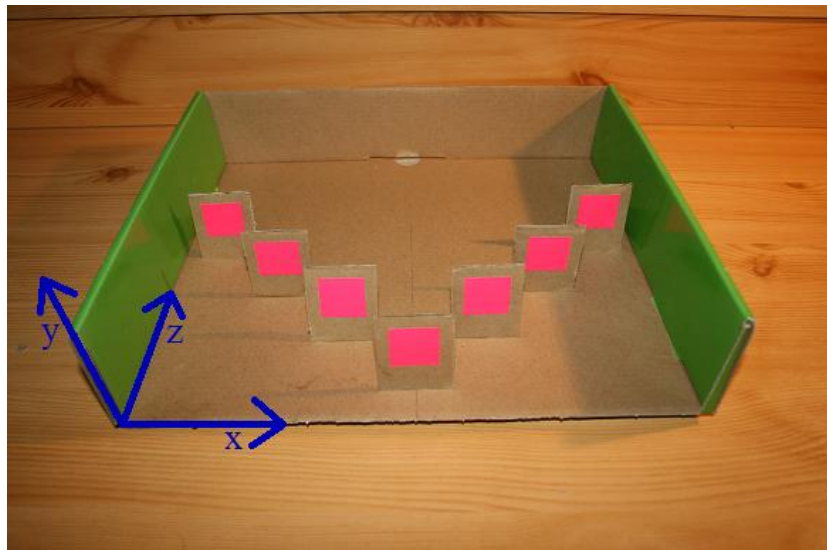
19. ábra: Kameratartó állvány

A bázistávolság optimális meghatározására nem léteznek algoritmusok. A 20. ábrán látható, hogy ha nagy a bázistávolság, akkor a mélységre vonatkozóan ugyan pontos méréseket tudunk végezni, viszont nagy lesz a keresési tér. Kis bázistávolság esetén éppen ellenkezőleg, azaz megnő a pontatlanság, de kicsi lesz a keresési tér.



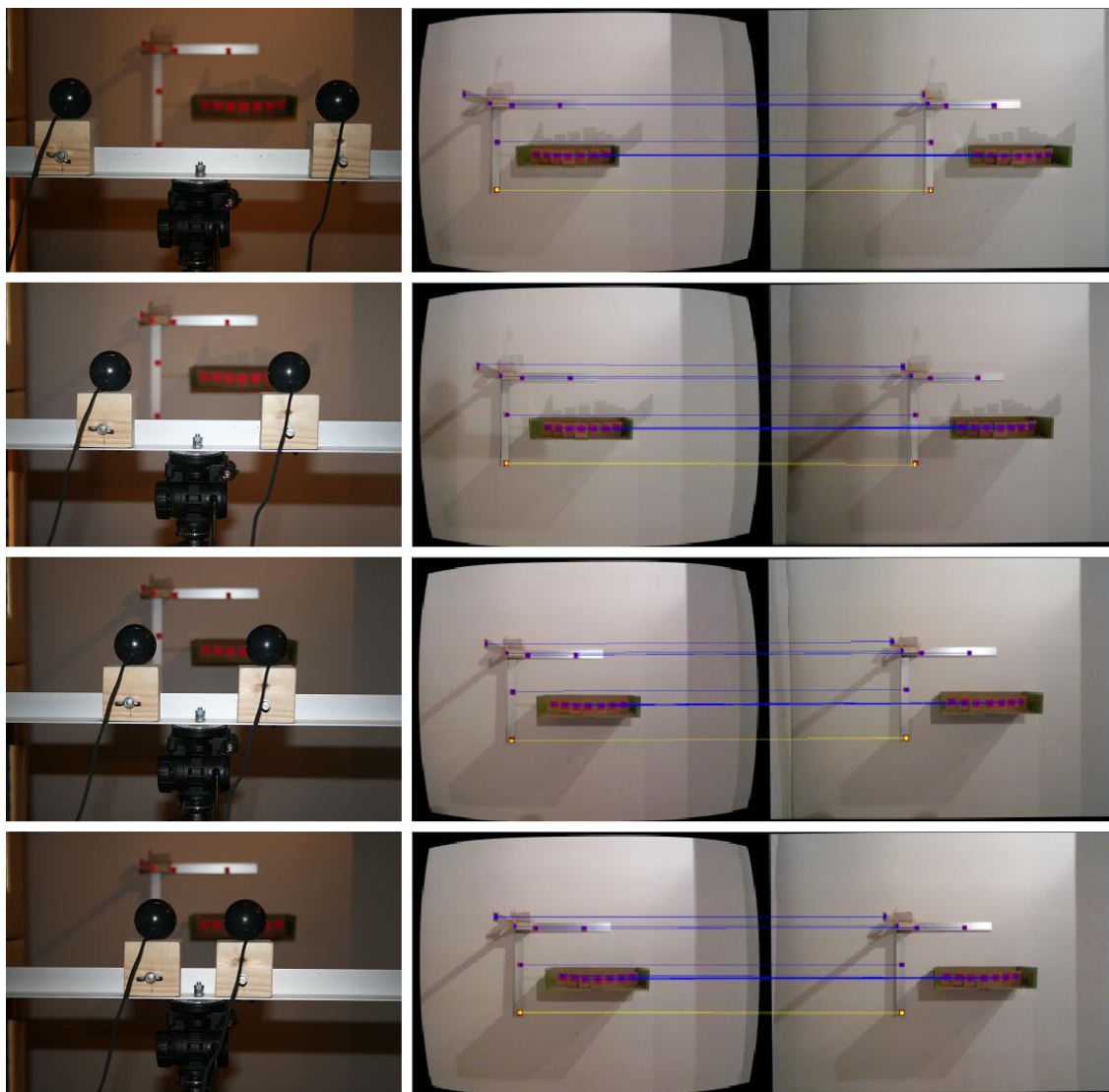
20. ábra: A bázistávolság változtatásának hatása

Ahogy minden kétváltozós probléma esetén, ahol az egyik érték javítása rontja a másikat, itt is egy optimumot keresünk. Az optimális bázistávolság megállapításához először meghatároztam azt a távolságot, amin belül már biztonságosan belátható egy ember hátára felragasztott összes marker, valamint referenciapont. Ez 160 cm lett, azaz a kamera állvány pozícióját ennek megfelelően állítottam be. Készítettem egy 7 markerből álló referenciarendszert (21. ábra). Az egyes jelölők x és z irányban 40 mm-re vannak egymástól, y irányban pedig 0 mm-re.



21. ábra: Optimális bázistávolság meghatározásához használt referenciarendszer

Méréseket végeztem arra vonatkozóan, hogy különböző bázistávolságok mellett mennyiben térnek el a 7 pontból álló referenciarendszer paraméterei a valóságtól. A teljesség kedvéért kiszámítottam az x és y irányú eltéréseket is, bár azok nem befolyásolják a bázistávolság optimális méretének meghatározását. A mérésről készített fotók az 22. ábrán, a kapott eredmények az 4. táblázatban láthatóak.



22. ábra: Különböző bázistávolságok, felülről-lefelé: 30, 20, 15, 10 cm

<i>Bázis távolság [pixel]</i>	11,99	7,99	5,99	3,99
<i>Bázis távolság [mm]</i>	300	200	150	100
<i>Lemért távolságok, x/y/z [mm]</i>	40 / 0 / 40	40 / 0 / 40	40 / 0 / 40	40 / 0 / 40
<i>Kiszámított távolságok, x/y/z [pixel]</i>	1,54 / 0,01 / 1,48	1,52 / 0,03 / 1,47	1,53 / 0,01 / 1,42	1,50 / 0,06 / 1,35
<i>Kiszámított távolságok, x/y/z [mm]</i>	39,58 / 0,44 / 37,43	39,34 / 0,83 / 37,39	39,23 / 0,43 / 36,69	39,62 / 1,68 / 35,44
<i>Differencia, x/y/z [mm]</i>	0,42 / -0,44 / 2,57	0,66 / -0,83 / 2,61	0,77 / -0,43 / 3,31	0,38 / -1,68 / 4,56

4. táblázat: Mérési pontosság különböző bázistávolságokon

A rendszert csak a legelső mérésnél kalibráltam, hogy azonos feltételeket (fókusz távolság, rektifikációs paraméterek, stb.) tudjak biztosítani az összes méréshez. A *kiszámított távolságok* értékeit a következő módon határoztam meg. Az x és y koordinátákat növekvő sorrendbe rendeztem, majd kiszámoltam a szomszédos elemek differenciájának számtani közepét. A z értékeket növekvő x-re rendeztem. Az így kapott sorozat szomszédos elemeinek differenciájából kiszámítottam azok számtani közepét. Látható, hogy a bázistávolság csökkentésével romlik a mélységi koordináták számításának pontossága. Az x és y irányú differenciák jelentős mértékben nem változtak, hiszen azok értékei függetlenek a bázistávolságtól. Az eredmények megfelelő tűréshatár mellett közelítenek a nullához. Valójában a z koordinátáknál is jelentkezik ez az eltérés. Számolni kell a pixelből világkoordinátára való átszámítás, a mm-re való átskálázás, a markerdetektáló pontatlansága és a számítások során végzett egyéb kerekítések hatásaival.

Összességében a legnagyobb differenciát mutató 100 mm-es kamera távolság is csak 4,56 mm-es pontatlanságot jelent. Mivel a 200 és 300 mm eredményei között már nincs számottevő különbség, a 200 mm-es bázistávolságot választottam a későbbi használatoz.

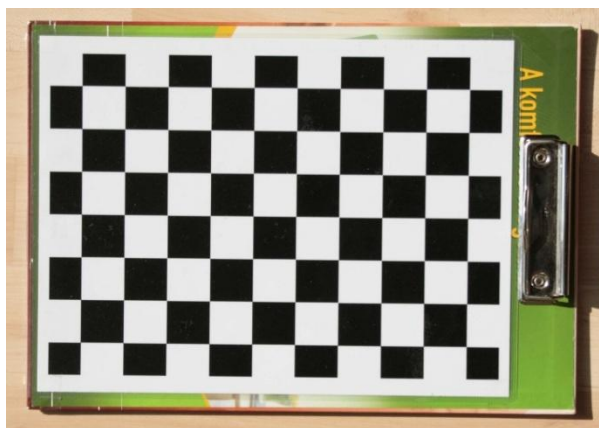
6.1.2. Kalibráció

Kamera kalibrációra alapjába véve két fajta módszer létezik. Az egyik csoportba a fotogrammatikus a másikba pedig az önkalibrációs technikák tartoznak.

Az előbbiek közös jellemzője, hogy a kamerák kalibrálásához egy jellemző pontokat tartalmazó kalibrációs objektumot használ [5]. Egy igen ismert fotogrammatikus módszer Zhengyou Zhang nevéhez köthető [23]. Ez az algoritmus egy sakktábla mintás síklapot használ kalibráló objektumként. A kalibrálás során a sakktáblát különböző orientációkból vesszük fel úgy, hogy a mintavétel időpontjában az összes előre meghatározott sarokpont látható legyen. Általában 8–10 mintát vizsgálunk, mivel a minták számának növelésével finomítható az eljárás. Ennél többre viszont nincsen szükség (minták számának növelésével nem javul a kalibráció pontossága). Az algoritmus egy H (Homography) mátrixszal írja le a sakktábla egy sarokpontja és képe közötti kapcsolatot, majd ebből számítja ki a belső paramétereket. Ezen eredmények, valamint a H segítségével pedig meghatározza a külső paramétereket is. [4]

Az önkalibrációs módszerek nem használnak külön kalibrációs objektumot. Az ilyen algoritmusok lényege, hogy különböző nézőpontból készítenek felvételeket egy statikus jelentről, majd ezekből számítják ki a külső és belső paramétereket. Az ilyen technikák viszont kevésbé. [4]

Én a fent említett Zhang féle algoritmust használtam. Nagyon fontos, hogy a kalibráló objektum semmilyen irányban se vetemedjen meg, éppen ezért a sakktáblát, egy kemény karton alátétre rögzítettem. Szintén fontos tényező, hogy a sarokpontok élesek legyenek. A fejlesztés alatt a mintám kicsit megkopott, ezért készítettem egy újat, amelyet már fóliázás véd a külső behatásoktól. Ennek hátránya, hogy nem szabad közvetlen megvilágítás mellett használni, ugyanis a rajta megcsillanó fény akadályozza a sarokpontok detektálását. Ahhoz, hogy a kereső algoritmus hatékonyan működhessen, célszerű egy vékony fehér sávot hagyni a sakktábla szélén, vagy az egészet egy fehér színű alátétre rögzíteni. Az általam használt kalibráló objektum a 23. ábrán látható. A tesztelések során 10 darab 10x7-es mintát használtam.



23. ábra: Az általam használt kalibráló sakktabla

A rendszeremhez egy olyan algoritmust írtam, mely egyszerre vesz mintát mindkét kamerától, és ezeket csak akkor fogadja el, ha a mintavétel időpontjában mindkét kamerán látható az összes sarokpont. Így fele annyi idő alatt elvégezhető a kalibrálás mivel nem kell külön-külön mindkét kamerának futtatni az algoritmust.

A kamerák paramétereinek kiszámítása után szükséges lehet az egyes kamerák torzításainak kiküszöbölése is, hogy a rektifikálás pontos képeken dolgozhasson. Az ilyen eljárások először a belső paramétereket felhasználva mentesítik a torzítástól a kalibrálásnál használt mintasorozat pontjait. Ezután kiszámítanak egy mátrixot az egész kép torzítás mentesítésére, majd minden pixelt átszámítanak [3]. Az általam használt Logitech kamerák viszont pontos képet adtak, ezért nem volt szükség a képek torzítására.

6.1.3. Rektifikáció

Hartley algoritmus azokról a képeknél működik a legjobban, amelyeket előzőleg rektifikáltak egyetlen kamerás kalibrációval. Ugyanakkor egyáltalán nem működik azon képeknél, amelyeknél magas fokú a torzítás. Ezt a módszert használva adott kép sztereó rektifikációja csak akkor lehetséges, ha az epipólus pontok a kameraképen kívül helyezkednek el. Ennél fogva nem feltétlenül működik azon sztereó konfigurációknál, ahol a kamerák közti távolság túl széles, vagy amelyeknél a kamerák túlzottan egymás irányába mutatnak. Bouguet algoritmus általános esetben kisebb mértékű torzítást eredményez. Amennyiben tehát lehetőség van kalibrált minták alkalmazására, Bouguet algoritmus a magától értetődő választás. Éppen ezért én ezt a fajta megoldást alkalmaztam [3].

6.2. Markerkereső modul

A rektifikációs paraméterek segítségével úgy torzítjuk a képeket, hogy adottak legyenek a háromszögeléshez szükséges feltételek. A továbbiakban e képeken keresem a markereket.

6.2.1. Küszöbölés

A markerek színét úgy érdemes kiválasztani, hogy adott környezetben a lehető legjobban térjenek el a háttér színétől. Ebből adódóan érdemes szín alapú szűréssel detektálni a markereket. Képfeldolgozásban alapvető, hogy az ilyen feladatokat mindig HSV színtérben végzik el. Ez azon a tényen alapszik, hogy a legtöbb színtérben az emberi szem által hasonlóan látható színek értékei nagyon különbözőek. A HSV színtér pont ezért úgy lett kitalálva, hogy a hasonló színárnyalatoknak megfeleltetett értékek is hasonlóak (közel vannak egymáshoz) legyenek. Mivel az általam használt kamerák csak az RGB színteret ismerik, a felvétel után a képeket átkonvertáltam HSV színtérbe. A HSV és az RGB színtér közötti különbséget a 24. ábra jól szemlélteti. Két hasonló színnél a differenciák: $H: |143 - 132| = 11$, $S: |231 - 240| = 9$, $V: |120 - 109| = 11$, $R: |5 - 0| = 5$, $G: |109 - 162| = 53$, $B: |250 - 232| = 18$. Átkonvertálás után még érdemes egy simító szűrést is elvégezni, hogy a színalapú küszöbölés még hatékonyabb legyen. [22]



24. ábra: HSV és RGB színterek közötti különbség

Aktív markerek küszöbölése adott körülmények között, például egy sötét szobában hatékonyan elvégezhető, mert a külső fényforrásokat megszüntettük. Egy minimális utófeldolgozást még így is biztosan kell végezni, mivel a jelölőkből kibocsátott fény más tárgyakon (bőrön, vezetékeken) megcsillanhat. Az ember a sötétben azonban hajlamos elszédülni, így az ilyen körülmények között történő markerdetektálást elvettem.

Érdeemesnek láttam azonban kipróbálni az aktív markerek egy bizonyos fajtáinál (IR, UV tartományúak) a következőkben ismertetett módszert. A fény 200-400 nm (UV), valamint 780 nm-1 mm (IR) közötti tartománya az emberi szem számára nem látható. A boltokban kapható legtöbb kamera működését tekintve leginkább az emberi szemre hasonlít. Ezalatt azt értem, hogy csak a számunkra látható hullámhosszú fényt engedik át, mert a hétköznapi használat során másra nincsen szükségünk. A webkameráknál ezt úgy oldják meg, hogy egy úgynevezett infra szűrőt szerelnek be a CCD chip elé. Ez a szűrő (25. ábra) azonban pár perces munkával eltávolítható a kamera lencséje elől.



25. ábra: Webkamera IR szűrője [OME]

Ebben az esetben a látható fényt kibocsátó, valamint visszaverő tárgyakon kívül megjelennek az IR és az UV fények is. Ezek után, ha egy látható fényt kiszűrő tárgyat például egy floppy lemezt, vagy egy exponátlan filmtekercs darabot helyezünk az optika elé, akkor a kamera csak az IR tartományra lesz érzékeny. Ennek segítségével a LED fényén kívül minden mást kiküszöbölhetünk. Ez egy sokkal használhatóbb eljárás, mint az előző, mivel nem kellene elsötétíteni a felvétel helyszínét, ezáltal a vizsgált ember hosszabb ideig képes lenne egyhelyben állni anélkül, hogy elszédülne [14].

Mindegyik módszer esetén, legyen az aktív vagy passzív marker, meg kell határozni egy referencia színt, valamint ehhez egy tartományt, hogy a képet a célnak megfelelően binarizálni lehessen. Ha a referencia színt megfelelően választottam meg, akkor a küszöbértékeket már nem volt nehéz megtalálni. A kiválasztott marker színe ugyan konstans, de ha fényviszonyok egy kicsit is megváltoztak, a küszöbölés már nem adott jó eredményt. Ahhoz, hogy ezt a próbálgatást részben kiküszöböljem, beépítettem egy olyan részt a rendszerbe, ami képes mintákat venni a marker színéről, majd ezek átlagát használja referenciaként. Azért, hogy kiderítsem, milyen fajta marker felelne meg a céloknak legjobban, kipróbáltam néhány lehetőséget.

6.2.2. Aktív markerek

Elsőként az aktív markerekkel ismerkedtem meg. A számításokhoz, ami egy páciens állapotának felméréséhez szükséges, elegendő egy képpár, így a látószög mérete, valamint a LED-ek működésének ideje nem jelent olyan nagy problémát. Aktív markerek tápellátására kétfajta megoldás létezik. Az egyik a gombelemes megvalósítás. A motion capture rendszerektől eltérően (lásd 3. ábra), ahol a ruha alá rejtik el a vezetékeket, nálam a markereket a páciens csupasz testén kell elhelyezni. Azért, hogy a vezetékek ne takarják ki a markereket, célszerű lenne a tápellátást elemről vagy akkumulátorról biztosítani. Egy darab átlagos LED működtetéséhez elég egy 1,5 V-os 12 mm átmérőjű gombelem. Nyilvánvaló, hogy a méretminimalizálás mellett az újrahasználhatóságra is törekedni kell, azaz meg kell tudni oldani az elemek cserélését. Erre léteznek gombelemtartók, melyből a legkisebb 12 mm átmérőjű elemek befogadására képes. Sajnos ezek, ahogy az 2. táblázat is mutatja nem túl olcsók. Ahhoz tehát, hogy egy marker működését szabályozni lehessen, vagy egy ilyen tartóra, vagy egy mikrokapcsolóra van szükség.

Márka, típus	Elem/akkumulátor típus	Elem/akkumulátor átmérő [mm]	Ár [Ft]
TME BH5000	CR1216, CR1220, CR1225	12 mm	311
TME KEYS500	BR1216, BR1220, BR1225, CL1220, CR1216	12 mm	190
TME KEYS1056	CR1220	12 mm	285

5. táblázat: Gombelemtartó árak [20], [21]

A beszerzési árakat figyelembe véve, az elemekről és egyéb alkatrészekről nem is beszélve, ezt a fajta megoldást elvettem. A másik lehetőség, hogy vezetékekkel oldom meg a markerek tápellátását. Ennek szintén vannak előnyei és hátrányai. Az egyik és legfontosabb előny, hogy az összköltség töredéke a gombelemes megoldásnak. Nincs szükség ugyanis a 42 db gombelemre, tartóra, előtétellenállásra és mikrokapcsolóra. Ebben az esetben elég lenne egy darab központi áramforrás. A célnak bőven megfelelne egy A típusú elem vagy akkumulátor. A karácsonyfa izzósorokhoz hasonlóan, ahol minden izzó azonos fényerősséggel világít, sorba lennének kötve a LED-ek. Ahhoz,

hogy egy LED sor viszonylag könnyen kezelhető legyen, célszerű több áramkört alkalmazni, melyek a központi elemhez csillagtopológia szerint kapcsolódnának. Az ilyen típusú összeköttetés arra is lehetőséget ad, hogy az egyes áramkörök különböző színű LED-ekkel legyenek megvalósítva, ezáltal megkönnyítve a későbbi párosító algoritmus feladatát. A világító egységek mérete és súlya is csökkenne a gombelemes megoldáshoz képest, mivel a nyákon és a ráforrasztott LED-en kívül nincs szükség más alkatrészre. Mivel egy LED élettartalma jóval hosszabb a hagyományos izzóknál, nemigen jelent problémát, hogy egy esetleges cserét csak forrasztással lehet elvégezni. Látható, hogy ez a megoldás szinte mindenben jobb, mint a gombelemes felhasználás. Hátránya, hogy a kábelek esetleg befolyásolhatják egy páciens természetes testtartását, ami viszont nagyon fontos tényező a mérések pontosságát illetően. Ezen kívül adódhat olyan probléma is, hogy egy LED takarásba kerül, vagy annak fénye megcsillan egy vezetéken, ami komolyan befolyásolni tudja a későbbi képfeldolgozó algoritmusokat. A vezetékes megvalósítást a fenti hátrányok ellenére érdemesnek láttam kipróbálni.

Öt fajta LED-en végeztem kísérleteket: hagyományos 5 mm-es piros színű LED, hagyományos 3 mm-es infra, valamint 5 mm-es ultraibolya tartományban működő LED, SMD kék színű LED, SMD infra LED. Ezeket a LED-eket kialakításuk/tokozásuk szerint két nagy csoportba lehet sorolni: hagyományosak, valamint SMD-k. Az SMD IR LED-en kívül a többiről nem állt rendelkezésemre adatlap, ezért méréseket kellett végezni azok karakterisztikájára vonatkozóan, aminek az eredménye a 3. táblázatban található. Erre azért volt szükség, hogy ha ezek közül esne valamelyikre a választásom, akkor megfelelő ellenállást tudjak választani a LED-ek elé.

	Minimum* feszültség [V]	Minimum áram [mA]	Optimális** feszültség [V]	Optimális áram [mA]	Maximum*** feszültség [V]	Maximum áram [mA]
Hagyományos 5mm piros LED	1,7652	0,1414	1,9546	0,1482	2,1138	10,9123
Hagyományos 3mm IR LED	0,9749	0,1456	1,0983	2,6540	1,2727	22,9012
Hagyományos 5mm UV LED	2,8781	0,5510	3,0214	6,1100	3,3418	32,3492
SMD kék LED	2,5932	0,1633	2,8799	6,2000	3,2605	26,7231
SMD IR LED	1,1296	0,3320	1,2899	1,3459	1,3996	23,5732

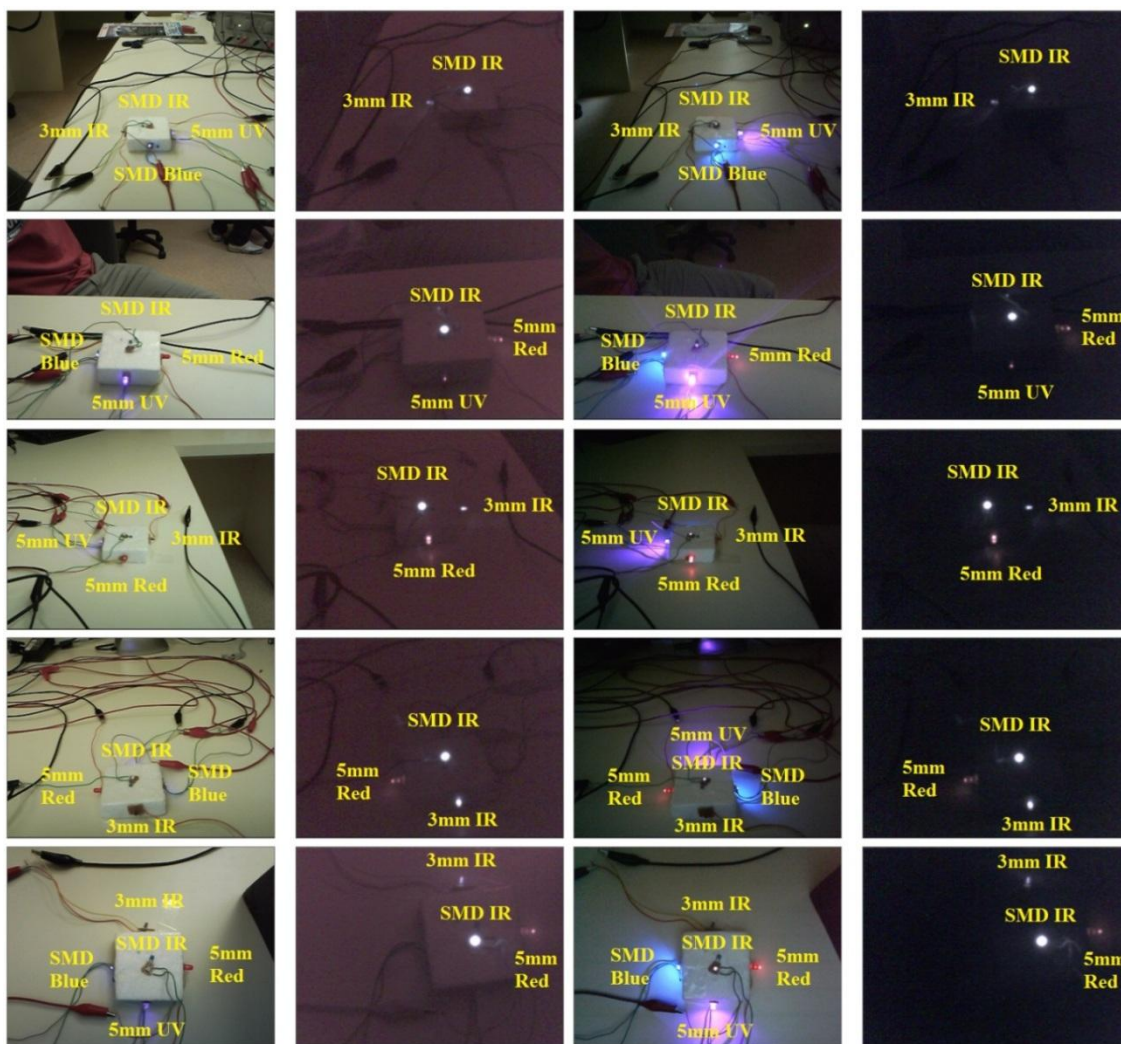
* Az a minimális feszültség és áram, amelyen a LED már érzékelhető fényerősséggel világít.

** Az a feszültség és áram felvétel, amely optimális a LED fényerősségét valamint élettartalmát illetően.

*** Az a maximális feszültség és áram, mely a képeken egy elmosódott foltot eredményez, valamint jelentősen csökkenti a LED élettartalmát.

6. táblázat: LED-ek karakterisztikájára vonatkozó mérések

Ezeket a mérési eredményeket felhasználva végeztem el a 26. ábrán látható kísérletet. Az 1. és a 3. oszlopban látható markerekhez hagyományos, míg a 2. és 4. oszlopban lévőkhöz IR szűrő nélküli webkamerát használtam, mely elé egy FDD lemez belsőt helyeztem el. Az első kettő oszlopban lévő felvételeket világos, míg a második kettőben lévőket sötét fényviszonyok között készítettem. A kísérlet célja, hogy több szögből is megvizsgáljam a LED-eket és kiderítsem, hogy melyik a legalkalmasabb. A méréseket az Óbudai Egyetem Kandó Kálmán Villamosmérnöki Kar Bécsi úti épületének 013. laboratóriumában végeztem el. A teremben neon megvilágítás volt. A képeken látható LED-ek optimális feszültség és áram mellett működtek.



26. ábra: LED-ek különböző nézőpontból

A képeken is látszódik, hogy az IR LED-ek, azok közül is az SMD tokozású minden szögből nagyon jól láthatók. Ez részben a tokozásnak, részben pedig a kivételesen magas látószögnek (125°) köszönhető. Ilyen nagy értékű normál tokozású LED nem létezik. Az SMD LED-ek másik nagy előnye a hagyományosakhoz képest, hogy jóval kisebb az áramfelvételük. A céloknak tehát több szempontból megfelelne az SMD Infra LED.

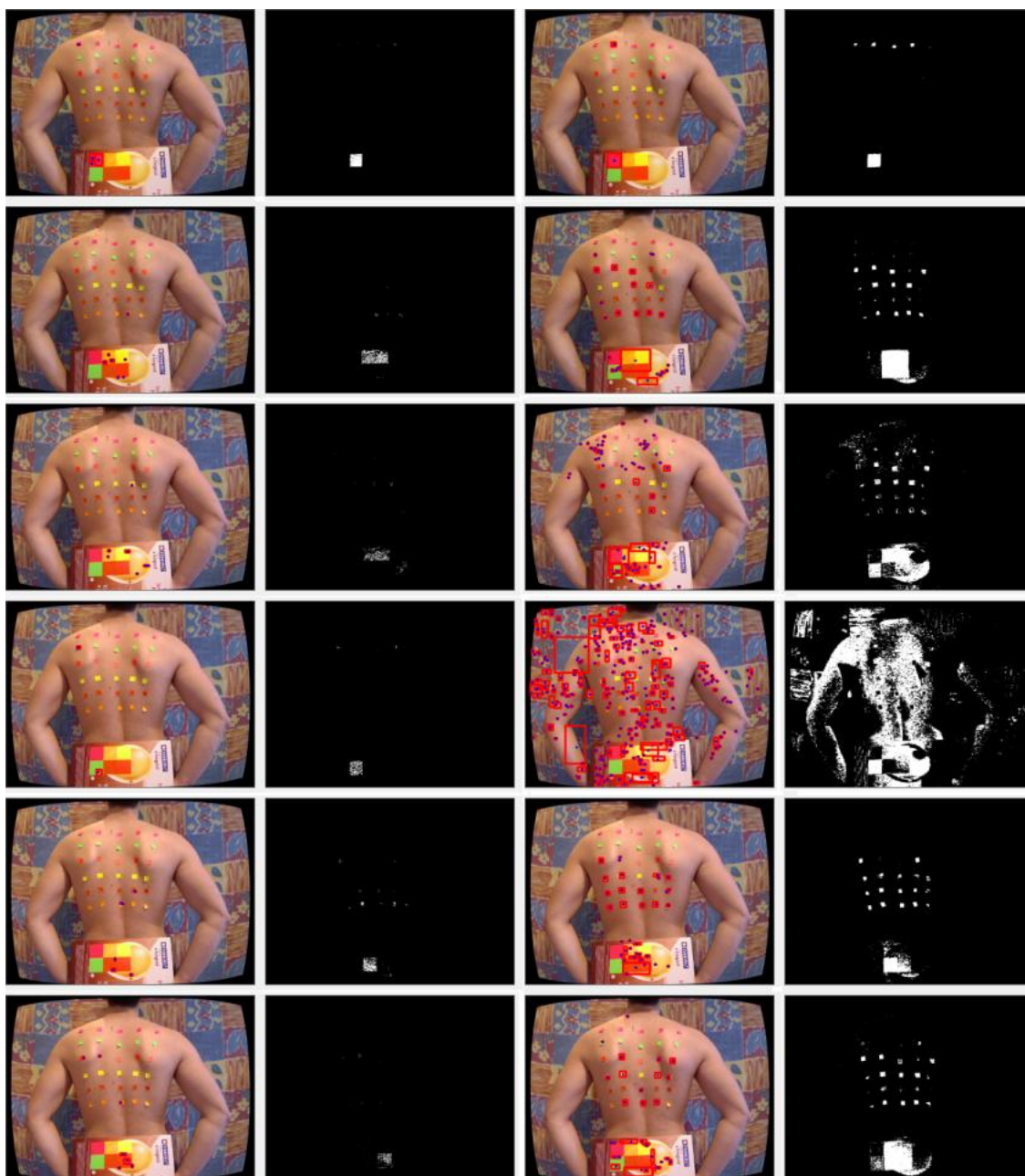
6.2.3. Passzív markerek

A praktikus és könnyű használhatóság szempontjából célszerűnek láttam, hogy a passzív markerek valamilyen matricák legyenek. Hat különböző színű matricát használtam (27. ábra).

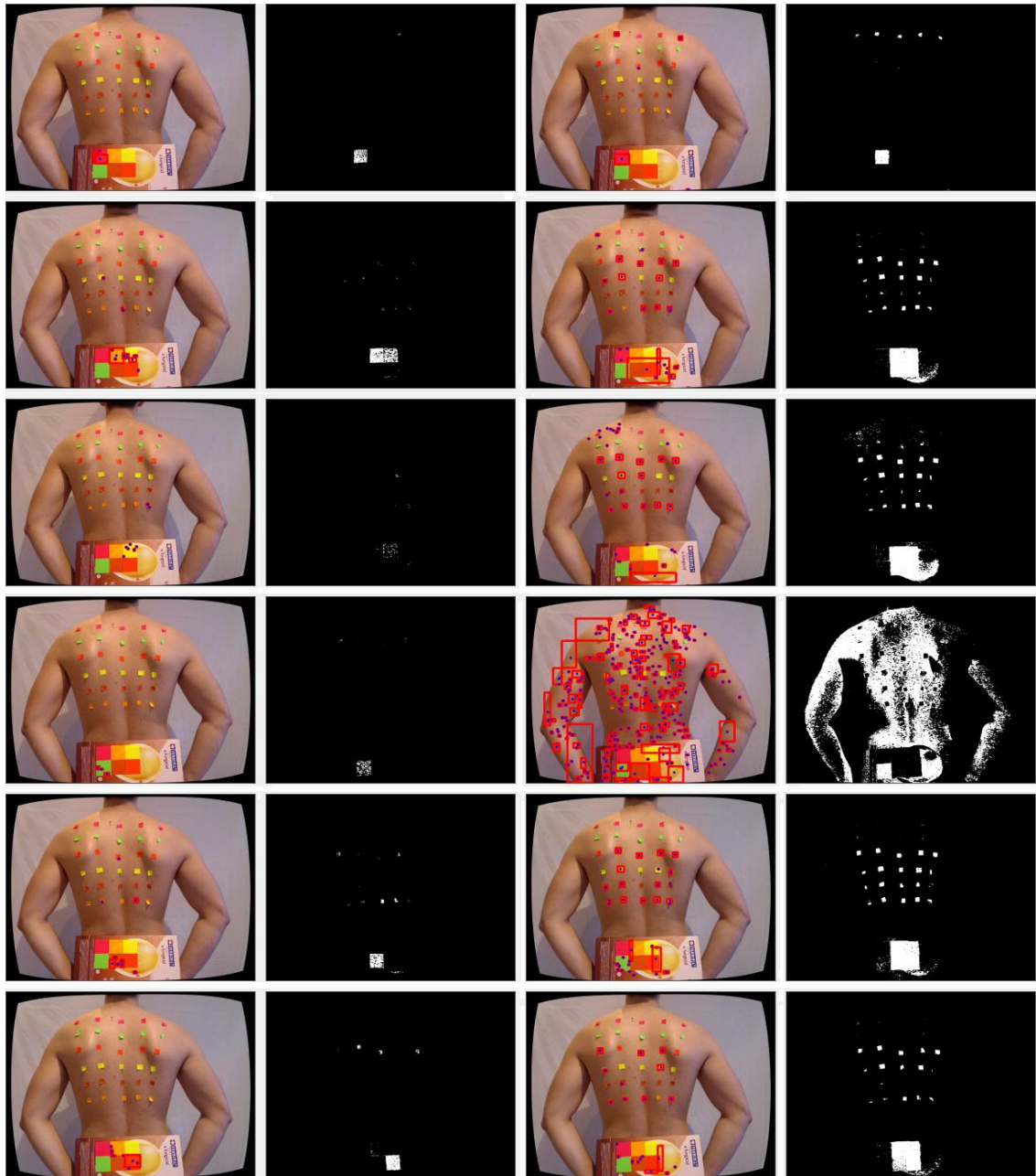


27. ábra: Hat különböző színű marker

Ahhoz, hogy kiválasszam a megfelelőt, három modellen két különböző háttér előtt készítettem felvételeket. Mindegyik színből felragasztottam öt-öt matricát a modellek hátára. Az alanyok kezébe egy színmintát adtam, hogy könnyebben tudjak mintát venni a felhelyezett markerek színéről. Ezután a kamerakép mindhárom színcsatornájára beállítottam egy-egy küszöbértéket. Az első egy húsz-, a második egy száz egység széles intervallum, melynek közepe a mintául vett szín adott csatornája. Az eredményt az 28. és a 29. ábrán látható modellen mutatom be. A teljes mérés dokumentációja a dolgozathoz mellékelt CD-n található.



28. ábra: Mintás háttér előtt 6 különböző színű marker (felülről-lefelé: rózsaszín, narancssárga, citromsárga, zöld, barna, élénk narancssárga). Az első kettő oszlopban a küszöb 20 egység, a második kettőben 100 egység széles



29. ábra: Fehér háttér előtt 6 különböző színű marker (felülről-lefelé: rózsaszín, narancssárga, citromsárga, zöld, barna, élénk narancssárga). Az első kettő oszlopban a küszöb 20 egység, a második kettőben 100 egység széles

A legeredményesebben a rózsaszínű markert tudtam küszöbölni. Ez azt jelenti, hogy ennél sikerült legjobban elkülöníteni a markereket a testfelülettől és a háttértől.

Az aktív markerek egyértelmű előnye, hogy jobban kitűnnek a háttérből, mint a passzív jelölők. Egyrészt mert nagyobb a fényerejük, mint a körülötte lévő tárgyakról visszavert fény, valamint térbeli kiterjedésükből adódóan nagyobb szögből is láthatóak. A nagyobb fényerő viszont hátrány is lehet, mint ahogy a 27. ábrán látható

kísérletemben látható, a kamera képen egy viszonylag egyenletes kiterjedésű folt helyett sokszor egy nagy, becsillant alakzat jelent meg (a feszültség szabályozásával ez a jelenség részben kiküszöbölhető). A másik hátrány, hogy az ilyen jelölők mérete nagyobb, felhelyezése közeli testpontok esetén körülményesebb, mint a passzív markereké. Mindent összevetve az aktív markerek relatív drágán, és/vagy elég körülményesen használhatóak, ezért a rózsaszínű matricák használata mellett döntöttem.

6.2.4. Marker detektálás

A cél, hogy megtaláljuk a felmatricázott területeket, majd meghatározzuk azok súlypontjait. Marker-detektálásra sok fajta algoritmus létezik. A következőkben ezekből mutatok be néhányat.

Használhatjuk például az úgynevezett kapcsolódó komponens módszert (Connected Component Method) [18]. Az algoritmus rekurzív fajtája a következőképpen működik: balról-jobbra, fentről-lefelé bejár egy markerekre jól küszöbölt bináris képet. Ha még nem címkézett érvényes pixelt (marker) talál, akkor hozzárendel egy új címkét. Ezután ettől a pixeltől kezdődően rekurzívan bejárja a szomszédos pixeleket négyes, vagy nyolcas szomszédság alapján, és ha az előbbi szabály teljesül, ugyanazzal a címkével megjelöli azokat. Ezt az algoritmust könnyű implementálni, azonban csak egy jól küszöbölt képen lehet hatékonyan alkalmazni. Ha ugyanis egy marker összefüggő területet alkot egy vagy több másik markerrel, akkor az algoritmus ezeket egy komponensként fogja detektálni. Ha ezt ki tudjuk küszöbölni, akkor érdemes még a súlypont kiszámítása előtt terület alapján kiszűrni a hamis markereket.

Az úgynevezett Hough transzformációt is lehet alakzatok keresésére használni [18], [13]. Az algoritmus egy éldetektált képet jár be. Ha találunk egy érvényes pixelt a képen, akkor a következőképpen döntjük el, hogy az része e egy körnek. Létrehozunk egy 2D-s akkumulátor tömböt, melynek egyes dimenziói a lehetséges körök középpontjainak koordinátáit jelöli. Az úgynevezett gradiens vektor segítségével meghatározható egy kör középpontja.

$$x_0 = x - r * \cos \theta$$

$$y_0 = y + r * \sin \theta$$

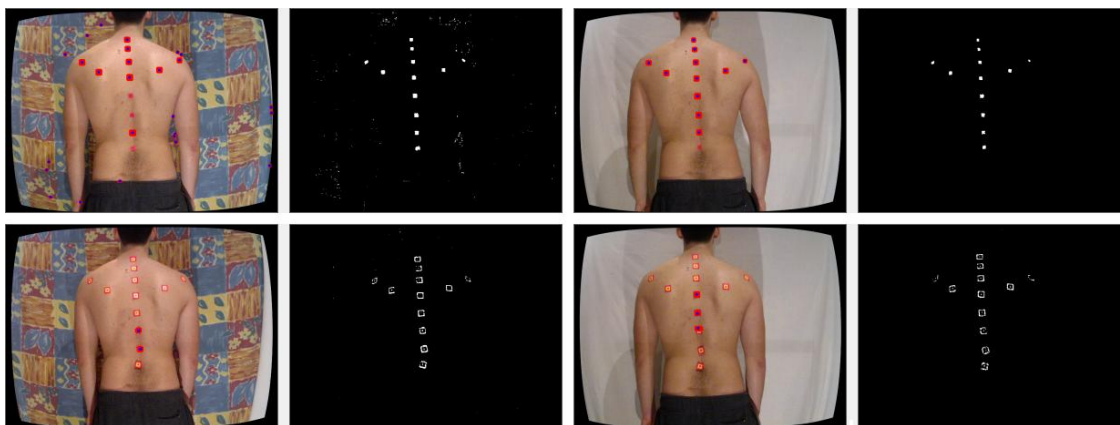
Rögzített r paraméterrel – csak meghatározott méretű köröket keresünk –, valamint előre meghatározott θ szögekkel számolunk. Az így kapott koordinátákban eggyel megnöveljük az akkumulátor tömb értékét. Amennyiben található lokális maximum a tömbben, akkor az egy kör középpontja lesz. Ennek a módszernek a hátránya, hogy csak olyan képeken működik jól, amin viszonylag szabályos körök vannak. Ezt egy a kamera síkjára nem párhuzamos felületen – esetemben egy háton – nem lehet biztosítani, mivel a körök egy bizonyos szögből már ellipszisnek látszódnak. Az ilyen fajta objektum detektálást gömb alakú markerek detektálására (gömb minden oldalról körnek látszik) lehet hatékonyan használni.

Én egy harmadik módszert választottam. Miután kiválasztottam a színt, két különböző mintájú markert próbáltam ki. Az egyik egy sima rózsaszín alapú négyzet. A másik típus három különböző méretű koncentrikusan egymásra ragasztott négyzet alakú marker, ahol a külső és a belső rózsaszín, a köztük lévő pedig sárga (30. ábra).



30. ábra: Két különböző mintájú marker

A detektálás első lépéseként a már küszöbölt képen egy Canny-féle éldetektálást [18] hajtok végre. Az így elkészült képen megkeresem a kontúrokat, és csak azokat veszem figyelembe, amelyek befoglaló négyzetének területe egy bizonyos határon belül van. Az egyszínű markernél a kiszűrt négyzetek súlypontját veszem a további számítások alapjául. A kétszínűeknél csak azokat fogadom el, amelyeknél a külső rózsaszín befoglaló négyzeten belül található egy kisebb rózsaszín négyzet súlypontja is. Különböző hátterek elé állítottam egy embert, és megvizsgáltam az egyes típusok sikeres detektálási arányát. A kapott eredmények a 31. ábrán és a 7. táblázatban láthatóak.



31. ábra: Két fajta markertípus összehasonlítása (felülről-lefelé: egyszínű, kétszínű, balról-jobbra: mintás háttérű, fehér háttérű)

	Egyszínű mintás háttérű	Egyszínű fehér háttérű	Kétszínű mintás háttérű	Kétszínű fehér háttérű
Összes marker	12	12	12	12
Sikeres találatok	9	11	2	3
Sikertelen találatok	3	1	10	9
Hamis találatok	17	0	0	0

7. táblázat: Kétfajta marker detektálásának eredményei

Látható, hogy az egyszínű típusnál az algoritmus stabilan megtalálta az összes markert. Nem homogén fehér háttér esetén viszont helytelenül ott is talált jelölőket a rendszer. A másik típusnál a háttéren nem jelentek meg hamis találatok, de csak kevés esetben sikerült az összes jelölő detektálása. Ez azért van, mert azon jelölőknél, melyek síkja nem teljesen esik egybe a kamerák képsíkjával, a külső rózsaszín keret túlon túl elvékonyodik, vagy teljesen el is tűnik. Ahhoz, hogy ez a típus hatékonyan működhessen, akkora markert kellene alkalmaznom, melynek területe egy gerinc tövisnyúlványának területénél jóval nagyobb. Ezt nem lehet megvalósítani, mivel a csigolyák olyan közel vannak egymáshoz, hogy ekkora méretű markerek nem férnének el egymás alatt. Mindkét típusnál elengedhetetlen a megfelelő megvilágítás.

Összességében megfelelő megvilágítás és homogén fehér színű háttér biztosítása esetén az egyszínű marker használata bizonyult eredményesebbnek.

6.2.5. Sztereó megfeleltetés és diszparitás számítás

A cél, hogy megfeleltessem az egyik képen található pontokat a másik képen lévőkhöz, majd kiszámítsam ezek egymástól való elmozdulását. Az összetartozó pixelek megkeresésére használt összehasonlító vagy más néven párosító algoritmusokat két nagy csoportra lehet bontani. Az egyik az intenzitás-, a másik pedig a jellemző alapú módszerek. Az előbbi, mint ahogyan a nevében is benne van, a képeken lévő intenzitás értékekből próbál összetartozó részeket keresni. Az utóbbi először jellemzőket – csúcsok, érdekes pontok, élpontok – detektál a képeken, majd ezeket párosítja össze. A maradék területeket interpolációval párosítjuk. [4]

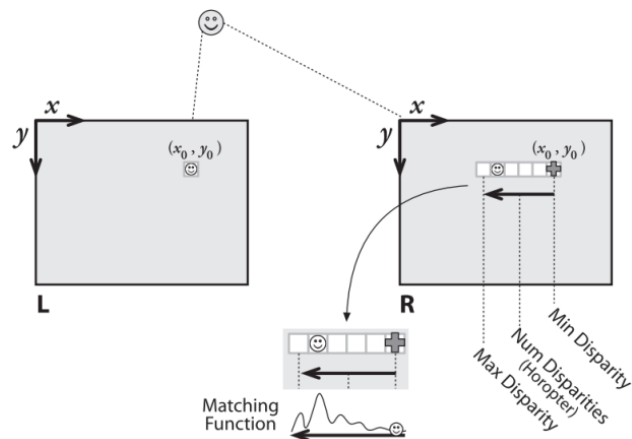
Az intenzitás alapú módszereknél abból indulunk ki, hogy az epipoláris geometria bevezetésével sikerült lecsökkenteni a keresési teret 2D-ről 1D-ra. Ezek után elég csak az epipoláris vonalak mentén keresni. Ráadásul, ha rektifikálva vannak a képeink, akkor az epipoláris vonalak egy scanline-ra esnek. Ez még nem jelenti azt, hogy egy pixel párja biztosan ugyanabban a sorban lesz, de feldolgozás szempontjából megkönnyíti a dolgunkat. Az egyik legelső intenzitás alapú módszer a Marr-Poggio féle algoritmus [18]. Ez csak fekete fehér képekre használható. Feltételezi, hogy fehér csak fehérrel, fekete pedig csak fekete pixellel illeszkedik (kompatibilitás), a szomszédoknak hasonló diszparitása van (folytonosság), valamint a bal kép egy pixeléhez pontosan egy pixel illeszkedik a jobb oldali képen (egyértelműség). Ezen kikötések egyike sem biztosított az esetemben, ezért ezt a módszert nem próbáltam ki.

Az első módszer, amit kipróbáltam, Kurt Konolige munkáján alapul [10]. Egy úgynevezett SAD ablakban (Sum of Absolute Difference) az abszolút differenciák összegét használja arra, hogy megtalálja az egymásnak megfelelő pontokat a rektifikált képeken. Az algoritmus 3 fő lépésből áll:

1. Előszűrés, ami normalizálja a képek fényességét és kiemeli a textúrázottságot.
2. Egy ablakkal megfeleltetéseket (SAD) keres az egymásnak megfelelő epipoláris vonalak mentén.
3. Utószűrés, ahol törli a rosszul megfeleltetett találatokat.

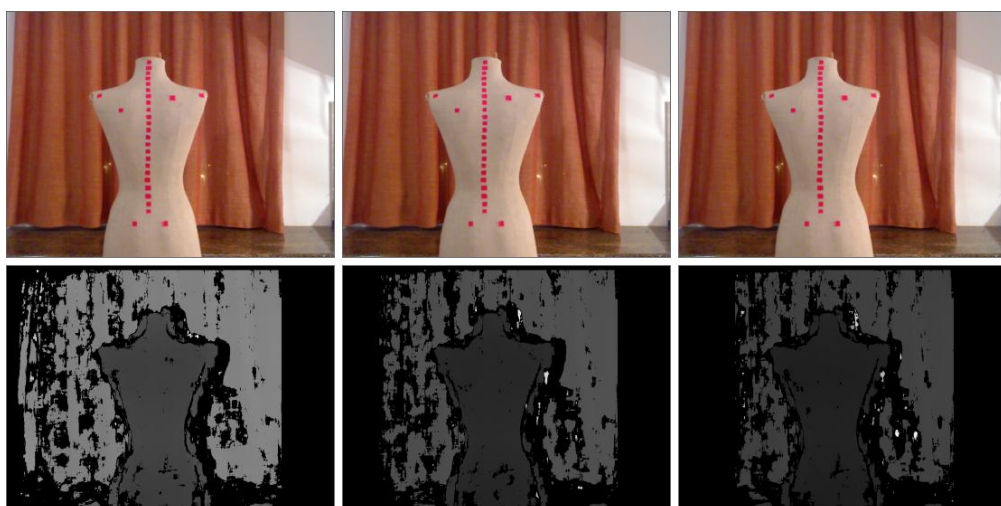
Az algoritmus valamekkora lépésként elcsúsztatja az ablakot, és lement egy-egy hasonlósági értéket. Ezt az egyik kép minden pontjára elvégzi, és kiválasztja a legjobb

egyezőséget a másik képen ugyanabban a sorban. A működés megértését a 32. ábra segíti.



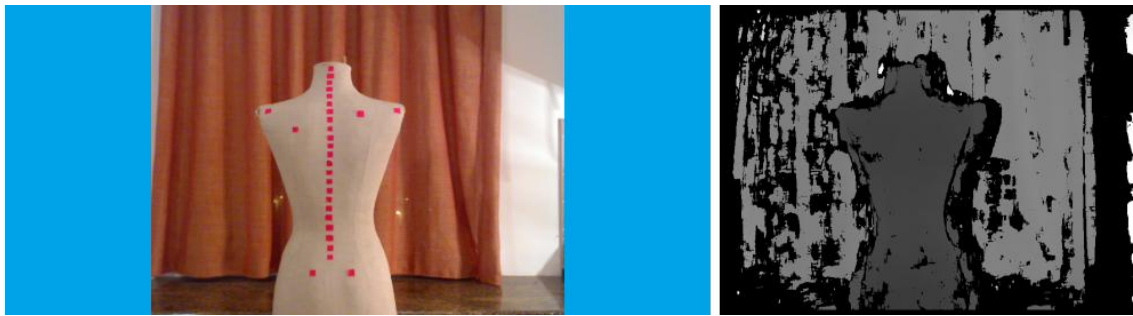
32. ábra: SAD ablakos algoritmus működési elve [3]

Az algoritmust egy próbababán teszteltem le, amit Kisfaludy Mártától, az Óbudai Egyetem Rejtő Sándor Könnyűipari és Környezetmérnöki Kar Terméktervező Intézet igazgatójától kaptam kölcsön. Ezt a próbababát a fejlesztés során többször is felhasználtam tesztelés céljából, ugyanis megoldhatatlan lett volna ehhez minden alkalommal valódi páciens felkérni. Ezen kívül nagy előnye még, hogy algoritmusok teszteléséhez, összehasonlításához egy mozdulatlan modell nyilvánvalóan jobban használható. Az algoritmus kimenete egy diszparitás térkép (33. ábra). Attól függően, hogy mekkora elmozdulást engedek meg az ablaknak, valamint, hogy a jobb oldali képen vízszintes irányban hol kezdem el a keresést, a képek szélein megjelenhetnek párosítatlan – az ablak által nem bejárt – területek.



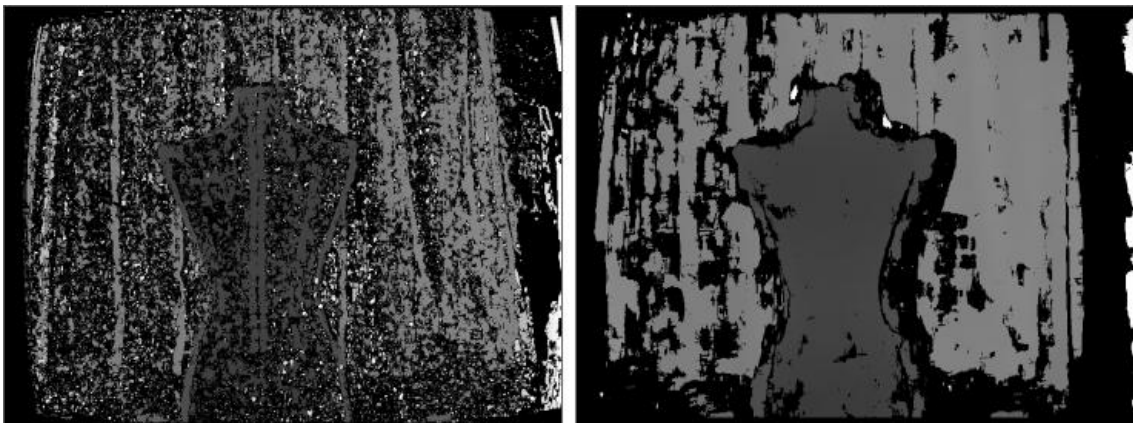
33. ábra: Felül bal oldali kamera képei, alul diszparitás térképek, balról jobbra 144, 112, 80 elmozdulás értékekkel számolva

Ahhoz, hogy ezt kiküszöböljem, a rektifikált kép széleit kibővítettem az elmozdulás értékének megfelelő méretű fehér sávval [12]. Így ugyanolyan széles diszparitás térképet kaptam, mint a kamera látószöge (34. ábra).



34. ábra: Bal oldalon bal oldali kamera SAD ablak elmozdulás értékével kibővített képe (fehér szín kékkel van jelölve a láthatóságért), jobb oldalon az ennek megfelelő diszparitás térkép

Az ablak méretének megváltoztatása különböző eredményeket generál [4]. Ha kis értéket választunk, akkor úgynevezett ritka diszparitástérképről beszélünk. Ennek előnye, hogy részletgazdagabb, nem igényel túl nagy számítási kapacitást, viszont elég zajos lesz a kapott kép. Ha nagy értéket adunk meg az ablaknak, akkor úgynevezett sűrű diszparitástérképről beszélünk. Ennél kevesebb lesz a zaj, viszont kisebb lesz a részletgazdagság, valamint az ablak méretéből adódóan nagyobb számítási kapacitás is szükséges. Az 35. ábrán egy ritka és egy sűrű diszparitás térkép látható.



35. ábra: Bal oldalon ritka diszparitás térkép 7 pixel, jobb oldalon diszparitás térkép 21 pixel széles SAD ablakkal

A hamis találatok kiküszöbölésére létezik az úgynevezett LRC (Left-Right Consistency) módszer [12]. Az eljárás lényege, hogy csak azokat a párokat fogadjuk el, amelyeket balról-jobbra és jobbról-balra keresve is megtalálunk. Ehhez kiszámítjuk a bal és a jobb oldali diszparitás térképeket is. Ezek tehát elméletileg csak előjelben fognak különbözni

egymástól. A gyakorlatban azonban nem így van, mivel a talált pontok egy része hamis. Az LRC korrekció képlete a következő:

$$leftDisp(y, x) - rightDisp(y, x - leftDisp(y, x)) < threshold$$

Ha a bal oldali érték kisebb, mint egy küszöb, akkor a bal oldali képre talált párosítás helyes, ellenkező esetben hamis, tehát törölni kell. Az algoritmus csak az erősen textúrázott részekben találta meg helyesen a pontpárokat, azaz csak ilyen esetekben alkalmazható hatékonyan. Egy alacsonyan textúrázott sztereó képen – esetemben egy emberi háton –, ahol sok a homogén felület, nem működött jól. Ezen kívül érzékeny a megvilágításra, mivel az egymásnak megfelelő pixelek intenzitása kisebb-nagyobb mértékben eltérhet. Az előbb felsoroltak miatt egy másik megoldást választottam.

Mivel a kamerák képei már rektifikálva voltak, a rajtuk megtalált markerek biztos kiindulópontot jelentettek. Ez egyben azt is jelenti, hogy a bal kép egy pixeléhez pontosan egy pixelt kell csak illesztenem (egyértelműség tétel). Ebből kiindulva három algoritmust próbáltam ki.

Írtam egy az 5.4. fejezetben bemutatott epipoláris összefüggést felhasználó algoritmust. Az algoritmus bemenete két darab lista, mely a bal és jobb oldali képen detektált markerek koordinátáit tartalmazza. Fontos, hogy csak akkor fut le a függvény, ha a két lista elemszáma megegyezik. Ezután az epipoláris összefüggést használva a bal oldali markerekhez megkerestem a hozzájuk legjobban illő jobb oldali markert. Végezetül kiszámítottam az összepárosított pontok diszparitását.

A második algoritmus, amit írtam, szintén az előbb említett két listán dolgozik. Végigjárom az egyik listát és kiválogatom a vele egy sorban lévő (y koordinátában megegyező) másik listabeli pontokat. Ha egy ilyet találok, akkor a két pont egy pár. Ha nullát, vagy egynél többet, akkor az adott ponthoz legközelebbit választom párnak. Miután minden pontot párosítottam, szintén kiszámítom a diszparitásokat.

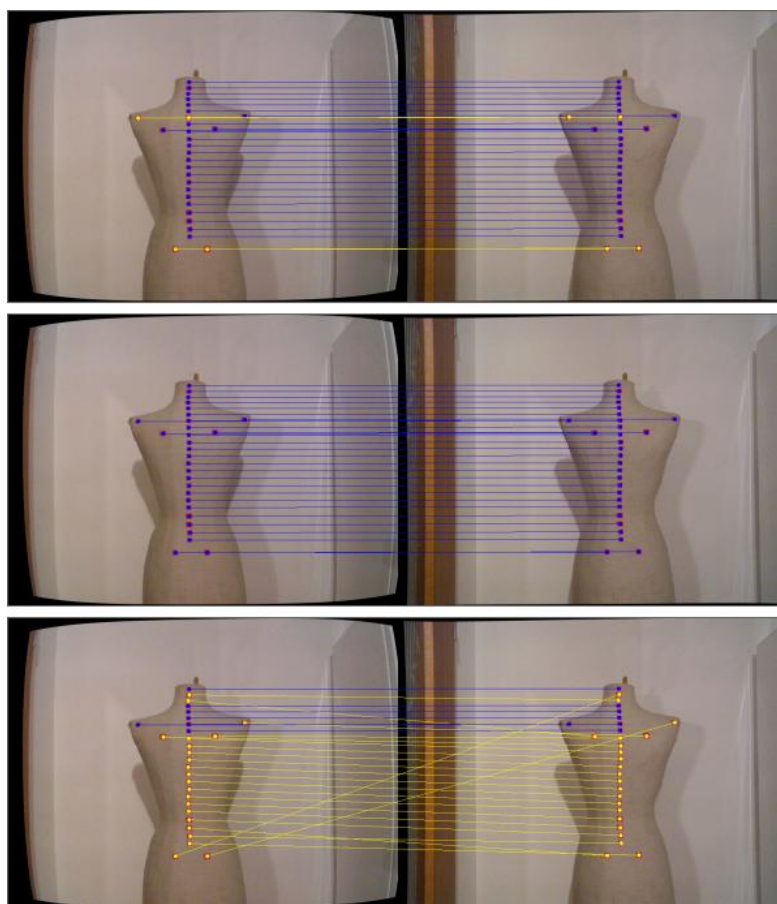
A harmadik algoritmus két y szerint növekvően rendezett listát vár paraméterként. Ennek megfelelően határozza meg az egyes párokat. Végezetül szintén kiszámítom a párok diszparitását.

A három algoritmust a próbababán teszteltem le. A markereket csak egyszer detektáltam. Az így kapott mintákon futtattam le a három algoritmust. Az eredmények

az 8. táblázatban és a 36. ábrán láthatóak. Kék színnel jelöltem a jól, sárga színnel pedig a rosszul párosított pontokat.

	Epipoláris összefüggést használó algoritmust	Rendezett markereket használó algoritmus	Rendezetlen markereket használó algoritmus
Összes marker [db]	29	29	29
Sikeres párosítások [db]	25	29	7
Sikertelen párosítások [db]	4	0	22
Eredmény [%]	86,20	100	24,13

8. táblázat: Párosító algoritmusok számszerűsített összehasonlítása



36. ábra: Párosító algoritmusok eredményei (fentről lefelé: epipoláris összefüggést használó algoritmust, rendezett markereket használó algoritmus, rendezetlen markereket használó algoritmus)

A képeken jól látható, hogy az epipoláris összefüggést használó algoritmus főleg azoknál a pontoknál tévedett, ahol a markerek függőlegesen nagyon közel estek egymáshoz. A függőlegesen rendezett markereknél viszont 100 %-os volt a sikeres detektálási arány. A rendezetlen markerek eredményei viszont elfogadhatatlanok. Az eredményekből kiindulva a rendezett markereket használó algoritmust választottam. A mindig 100%-os detektálási arány azonban ennél az algoritmusnál sem garantálható, ezért a szoftver úgy írtam meg, hogy kézzel is lehessen párokat megadni.

6.2.6. 3D rekonstrukció

A 3D rekonstrukció elméleti háttérét az 5.2. fejezetben már kifejtettem. Ahhoz, hogy a kapott eredményeket át tudjam számítani valós méretekre, átskáláztam azokat. Ehhez a már bemutatott 6 referenciapontot tartalmazó skálázó eszközt használtam fel. Kiszámítottam az 3. fejezetben leírt módon az x y és z tengelyek irányában mért milliméter/pixel arányt, és a kapott értékeket ennek megfelelően átskáláztam.

6.2.7. Címkézés

Az egyes markereket a későbbi számítások miatt tudnunk kell azonosítani. Ezért minden egyes markerhez hozzá kell rendelni egy egyedi azonosítót. Ezt a gyógytornász végzi el, miután a rendszer kiszámította a markerek térbeli koordinátáit.

6.3. Állapotelemző és megjelenítő modul

Miután a markerkereső modul kiszámította a pontok koordinátáit és a gyógytornász felcímkézte azokat, el lehet végezni a szükséges számításokat. A Cobb fok mérést, amint azt az 5.5.2. fejezetben már említettem, mind a három csigolyacsoportra elvégzem, ráadásul ezen ívek görbületét a homlok- és a nyílrányú síkban is meghatározom. A mérésekhez tehát szükségem van néhány referencia egyenesre. Ezek alapjául a már korábban bemutatott referencia eszközt használom. A Cobb fokokat a következő módon számítom ki. Meghatározom az irány-, majd abból a normálvektorokat az adott csigolyacsoport első és utolsó kettő csigolyája között. A kapott normálvektorok egyben a Cobb fok két szárának irányvektorai. Kiszámítom a vektorok meredekségét, majd a

$$\tan \varphi = \left| \frac{m_2 - m_1}{1 + m_1 * m_2} \right|$$

képletet [8] felhasználva meghatároztam a normálvektorok hajlásszögét.

A páros markerek távolságát is kiszámítottam az egyes síkokhoz. Ehhez először meg kellett határoznom a síkokat. A $P_0(x_0, y_0, z_0)$ ponton áthaladó, $n = [A, B, C]$ ($n \neq 0$) normálvektorú sík normálegyenlete [17]:

$$\frac{Ax + By + Cz - D}{\sqrt{A^2 + B^2 + C^2}} = 0,$$

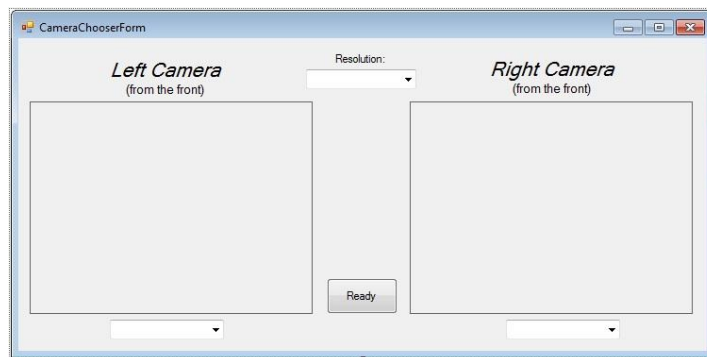
ahol $P(x, y, z)$ a sík egy tetszőleges pontja, és $D = Ax_0 + By_0 + Cz_0$. A sík egy pontja ismert, ugyanis C_7 mind a homlokirányú, mind a nyílirányú síkon rajta van. A normálvektorok pedig: $n_1 = R_{z2} - R_{z1}$, valamint $n_2 = R_{x2} - R_{x1}$. Az adott marker koordinátáit behelyettesítve az egyenlet bal oldalába épp a síktól vett távolságát kapjuk meg.

A harmadik számítás pedig a páros markerek egy adott referencia ponthoz viszonyított függőleges elmozdulása. Ezt egyszerűen az x koordinátákból lehet számolni.

7. A szoftverek bemutatása

7.1. Kamera azonosító

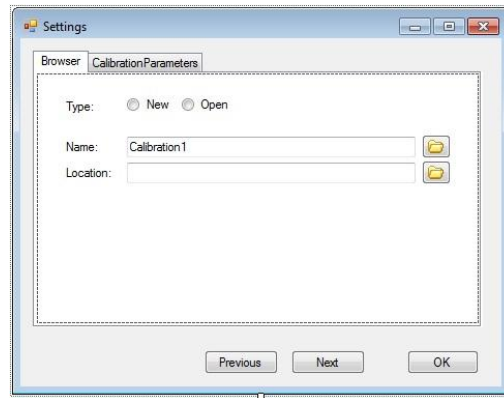
Ez a modul felelős azért, hogy beazonosítsuk a bal és a jobb oldali kamerát (37. ábra). Ez azért fontos, mert néhány algoritmus elvárja, hogy megkülönböztessük a kamerákat. Ez a program mind a kamera kalibráló, mind a markerkereső szoftver előtt lefut, hogy a felhasználó ki tudja választani a számítógéphez csatlakoztatott eszközöket. Előbbi program esetén a kamerák felbontását is be lehet állítani.



37. ábra: Kamera azonosító form

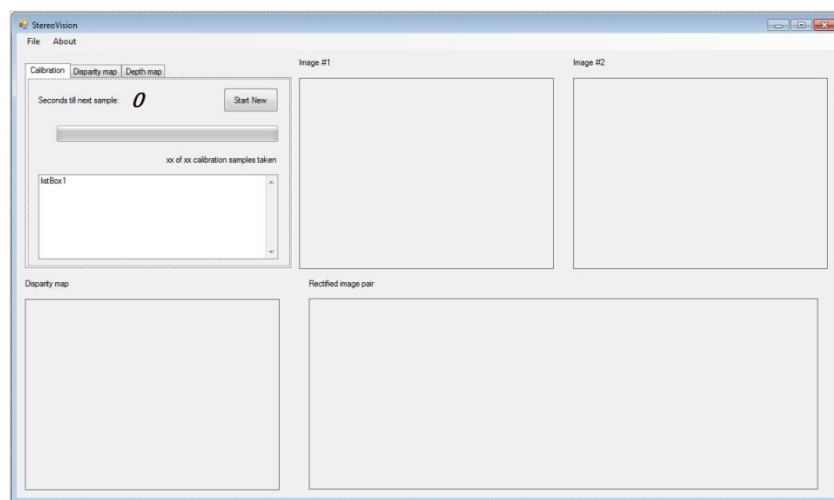
7.2. Kamera kalibráló

Az első form nyitó fülén lehet kiválasztani, hogy új vagy meglévő kalibrációt szeretnénk használni (38. ábra). A második fülön a kalibrációra vonatkozó paramétereket lehet beállítani. Ha ezeket jóváhagyjuk, akkor felugrik a program kalibráló felülete (39. ábra).



38. ábra: Kalibrációs paraméter beállító form

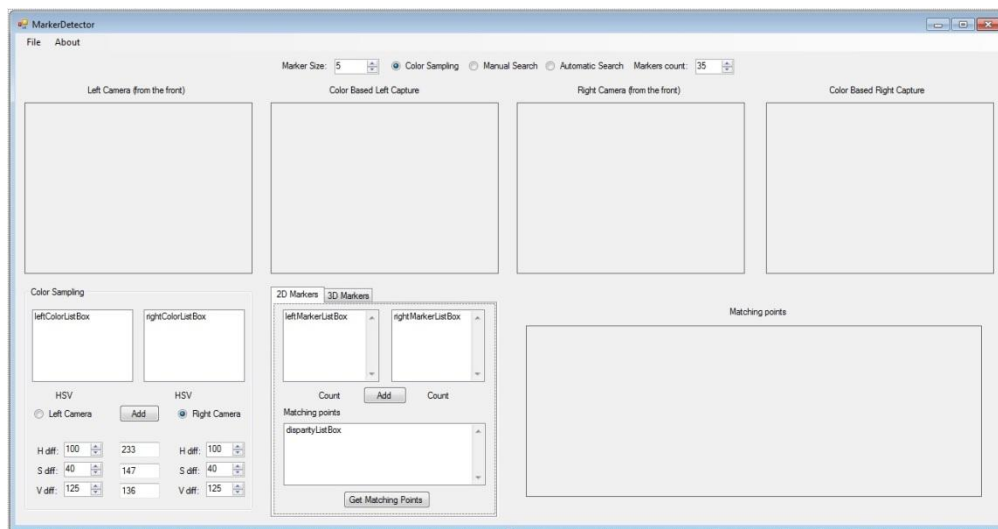
A „Start New” gombra kattintva elindul egy óra, és a beállított mintavételezési időközönként a rendszer mintát vesz a bal és jobb oldali kamerából. A képeken detektálja a sakktábla sarokpontjait, és ha mindkettőn megtalálja a beállított számú sarokpontot, akkor elmenti az eredményeket. Ez a folyamat addig ismétlődik, míg nem találjuk meg az összes – paraméterben megadott számú – mintát. Ezután a program jobb alsó sarkában megjelenik a rektifikált kép. (bal alsó sarokban a diszparitás térkép készül, de ez nem része a dolgozatnak). Lehetőség van lementeni a kalibrációs eredményeket egy xml állományba.



39. ábra: Kamera kalibrációs form

7.3. Markerkereső

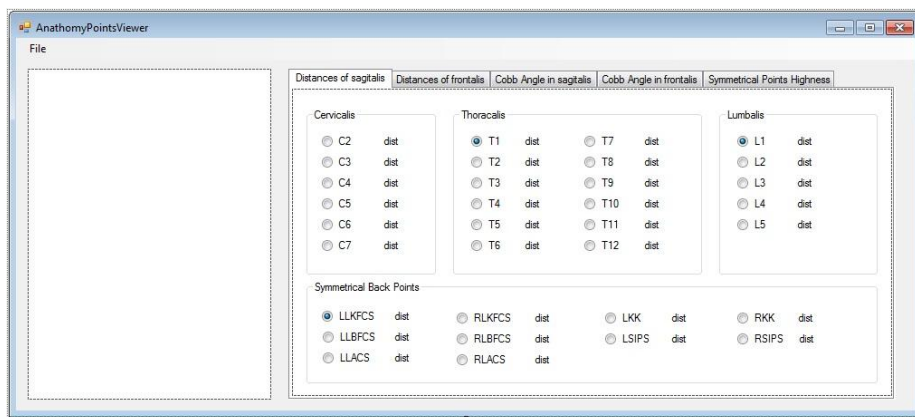
Ez a program a kamera kalibrációs szoftver által lementett xml állományt olvassa be (40. ábra). Ennek segítségével rektifikálja a képeket. Color Sampling üzemmódban (Color Sampling RadioButton) lehetőség van arra, hogy egy vagy több színmintát vegyünk a felhelyezett markerekről. Ekkor a megfelelő képen a megfelelő részre kell kattintani. Ezt manuálisan is megtehetjük. A Color Sampling GroupBox-ban beállíthatunk egy tűréshatárt a mintaszínhez. Mindezek alapján a szoftver küszöböli a képeket, amit a 2. és 4. ImageBox jelenít meg. A Markers count NumericUpDownValue segítségével beállítható a keresett markerek száma. Automatic Search üzemmódban (Automatic Search RadioButton) a rendszer elkezd keresni a markereket. Amennyiben ez valamelyik kamerán sikerül, ott leállítja a keresést. Manual Search (Manual Search RadioButton) üzemmódban lehetőség van új markert kézzel is felvenni, vagy a már meglévőt törölni. Miután sikerült detektálni a megfelelő számú markert, a „Get Matching Points” gombra kattintva lefut a párosító algoritmus. Ennek eredményét szintén lehet kézzel módosítani. A „3D Markers” fülre kattintva kiszámítódnak a markerek térbeli koordinátái. Ezután fel kell címkézni a megfelelő markereket, majd a „Scale” gombra kattintva milliméterre skálázódnak át a kapott eredmények. Ezek után lehetőség van lementeni az eredményeket.



40. ábra: Markerkereső form

7.4. Állapotelemző és megjelenítő

Ez a szoftver a markerkereső program által előállított xml állományt használja (41. ábra). A rendszer öt fő részből áll. Az első fülön a nyílirányú síktól vett távolságok eredményei láthatóak. Az egyes RadioButton-okra kattintva megjelenik egy sematikus rajz a markerekről, melyen a kiválasztott távolság, illetve szög van feltüntetve. A második lapon a homlokirányú síktól vett távolságok láthatóak. A negyedik lapon a nyílirányú, az ötödiken a homlokirányú síkban mért Cobb fokok értékei jelennek meg. Az utolsó fülön a páros pontok távolsága jelenik meg a hozzájuk tartozó referencia ponthoz viszonyítva.



41. ábra: Állapotelemző form

8. Tesztelések

8.1. Kamera kalibrációs modul

A kamerákhoz mellékeltek egy szoftvert, aminek segítségével letiltható az autófókusz üzemmód. Ez azért fontos, mert az algoritmusok feltételezik, hogy a két kamerának megegyezik a fókusz távolsága. Mivel a C300-as típusnak manuálisan is állítható ez a paramétere, a két kamera képét ennek segítségével állítottam élesre. A következő teszt célja, hogy megállapítsam hány mintavétel, mekkora távolság, valamint milyen orientáció (a sakktáblát mennyire megdöntve a kamerák síkjához képest), szükséges a lehető legpontosabb rektifikált kép előállításához. A tesztelés paramétereit a 9. táblázatban láthatóak. A 6.1.1. fejezetben már leszögeztem az 1,6 méteres mérési távolságot, de leteszteltem a kalibrálást 2,6 méterről is. Tény az, hogy arról a távolságról érdemes kalibrálni a kamerákat, amelyben a későbbi mélységre vonatkozó

méréseket szeretnénk elvégezni. Ez azért van így, mert az általam is használt kalibrációs algoritmus a kamera kalibrációs paramétereket az ismert térbeli pontok leképzéséből minimalizálja.

Felbontás [pixel/pixel]	800x600
Bázistávolság [mm]	200
Mintavételek [db]	10/5
Mintavételezési idő [s]	2
Vízszintesen keresett sarokpontok [db]	10
Függőlegesen keresett sarokpontok [db]	7
Kalibrációs távolság [m]	1,6/2,6
Orientáció [párhuzamosság]	gyenge/erős

9. táblázat: Tesztelési paraméterek

Mivel három paraméter kétféle értéket is felvehet, összesen nyolc tesztet hajtottam végre. A kapott eredményeket az 42. ábra szemlélteti. A mintavételek képei a dolgozathoz mellékelt CD-n találhatóak.



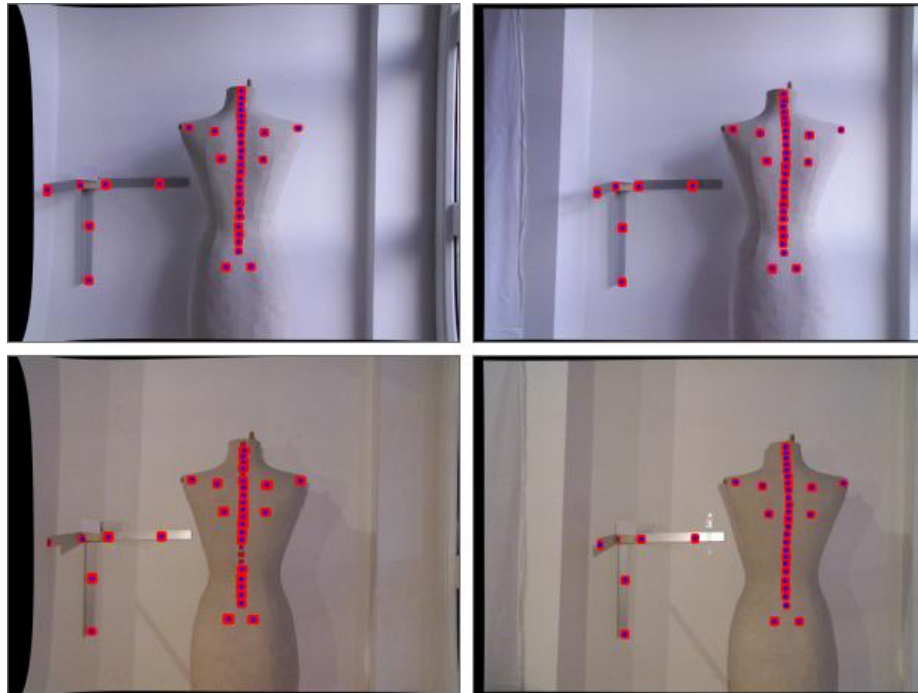
42. ábra: Rektifikált képek. Bal oldali oszlop fentről lefelé: 10 minta-1,6 m-gyenge, 10 minta-1,6 m-erős, 5 minta-1,6 m-gyenge, 5 minta-1,6 m-erős. Jobb oldali oszlop fentről lefelé: 10 minta-2,6 m-gyenge, 10 minta-2,6 m-erős, 5 minta-2,6 m-gyenge, 5 minta-2,6 m-erős

Látható, hogy a legjobb eredményt 10 mintavétel mellett a kamerákhoz viszonylag közel (1,6 m), erős párhuzamosság mellett értem el. Kevesebb kalibráló mintából az algoritmus kevésbé pontos kamera paramétereket tud csak előállítani, viszont a minták számának van egy felső határa, ami felett már nem érdemes kalibrálni (6.1.2. fejezet). A kalibrációs távolság meghatározásával szorosan összefügg a kalibráló objektum mérete. Kisebb tábla, vagy messzebről történő mintavételezés esetén ugyanis a kamerák a sarokpontokat pontatlanabban tudják csak detektálni, ezért rosszabbak lesznek az eredmények is. A gyengén és erősen párhuzamos sakktáblás kalibrációknál az utóbbi adott jobb eredményeket, megfelelő számú mintavételezés esetén. Ennek szintén köze van a sarokpont detektálásának pontosságához is.

Összességében megállapítható, hogy 1,6 méter távolságból a kalibrációhoz használt 20x30 centiméteres sakktábla ideálisnak bizonyult megfelelő mennyiségű mintavételezés esetén.

8.2. Markerkereső modul

A markerkereső modult két különböző megvilágítás (nappali fény, mesterséges fény) mellett teszteltem. A tesztelés célja, hogy megvizsgáljam, melyik fény mellett detektál több markert a rendszer. Ehhez a teszthez szintén a próbababát használtam, mivel lényeges, hogy a két mérés között ne mozduljon el az alany. A megvilágítástesztek felvételei a 43. ábrán az eredmények pedig a 10. táblázatban láthatóak.



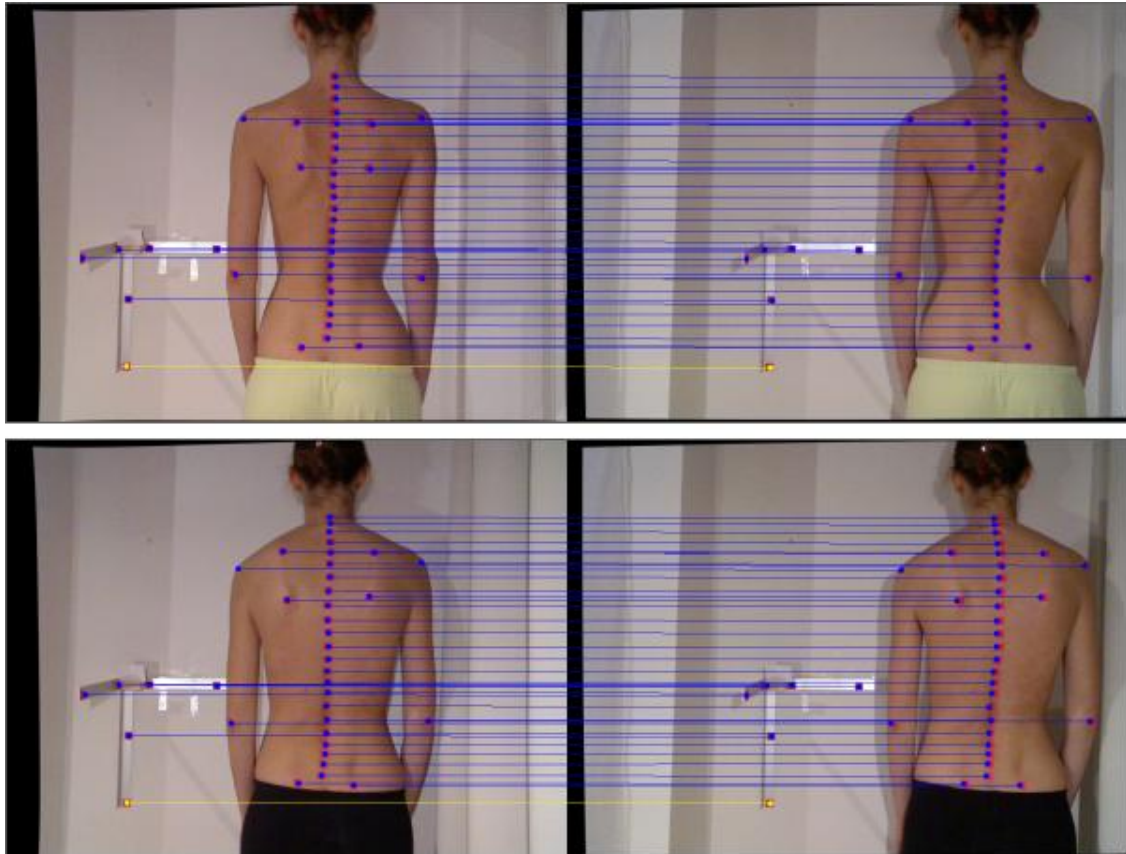
43. ábra: Bal oldalon a vizsgálati tér, jobb oldalon a megvilágítás tesztek (felül természetes, alul mesterséges fény)

	Bal kamera természetes fény	Jobb oldali kamera természetes fény	Bal kamera mesterséges fény	Jobb kamera mesterséges fény
Összes marker	37	37	37	37
Sikeres találatok	37	37	31	36

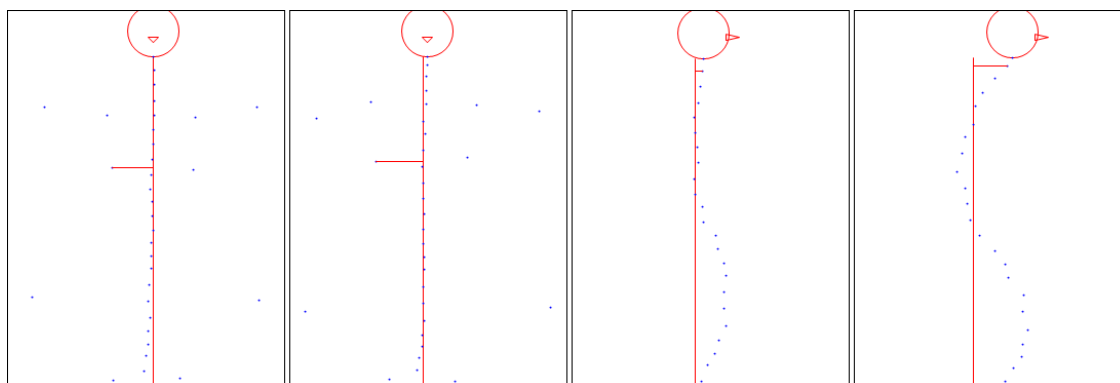
10. táblázat: Megvilágítás tesztek eredményei

9. Eredmények bemutatása

Mivel nem volt lehetőségem nyomon követni egy valódi beteg állapotát, Holcsa Judit tanácsára egy fiziológiai tényen alapuló vizsgálatot végeztem el. Reggel minden ember testtartása egyenesebb az éjszakai pihenésnek és hosszú ellazult állapotnak köszönhetően, mint este. Ezért egy mérsékelten gerincferdüléssel rendelkező páciensről készítettem két felvételt ugyanazon nap reggel és este. A tesztek felvételei a 44. ábrán, az állapotelemző és megjelenítő modul által készített képek a 45. ábrán láthatóak.



44. ábra: Teljes állapotelemzés



45. ábra: 3D pontok. Reggeli mérések az első és a harmadik oszlopban.
Esti mérések a második és a negyedik oszlopban.

Látható, hogy az alanyunk reggel sem tökéletes a testtartása. A hasát például túlzottan kidüleszti, emiatt a nyaki csigolyák, valamint a háti csigolyák egy része nem tudja felvenni a természetes görbületet. Az esti felvételen az egész gerincoszlop kicsit megroggyan. A mérések adatai a 11-16. táblázatban láthatóak. A 40. ábrán látható testtartást a 15. táblázat adatai jellemzik a leginkább.

	Pontok távolsága a nyírányú síktól (reggel) [mm]	Pontok távolsága a homlokirányú síktól (reggel) [mm]	Pontok távolsága a nyírányú síktól (este) [mm]	Pontok távolsága a homlokirányú síktól (este) [mm]
C ₂	0,75	13,84	-5,80	70,01
C ₃	-1,61	13,32	-6,44	61,57
C ₄	-1,02	9,78	-3,36	38,99
C ₅	-2,40	5,09	-4,05	18,30
C ₆	-1,68	-2,20	-3,94	4,65
C ₇	0	0	0	0

11. táblázat: Nyaki csigolyák adatai

	Pontok távolsága a nyírányú síktól (reggel) [mm]	Pontok távolsága a homlokirányú síktól (reggel) [mm]	Pontok távolsága a nyírányú síktól (este) [mm]	Pontok távolsága a homlokirányú síktól (este) [mm]
T ₁	-1,05	2,06	-3,36	-14,00
T ₂	0,69	3,29	-0,62	-20,28
T ₃	2,04	-3,02	1,44	-31,52
T ₄	2,95	-1,18	-0,91	-16,88
T ₅	0,46	10,03	-2,17	-14,57
T ₆	-0,14	10,88	-3,94	-10,34
T ₇	-2,13	31,56	-3,85	3,77
T ₈	1,34	35,72	-5,11	29,43
T ₉	0,37	45,20	-7,52	47,20
T ₁₀	0,30	49,11	-8,08	51,37
T ₁₁	3,30	44,82	-8,25	76,96
T ₁₂	5,73	44,45	-9,04	74,81

12. táblázat: Háti csigolyák adatai

	Pontok távolsága a nyírányú síktól (reggel) [mm]	Pontok távolsága a homlokirányú síktól (reggel) [mm]	Pontok távolsága a nyírányú síktól (este) [mm]	Pontok távolsága a homlokirányú síktól (este) [mm]
L ₁	1,03	47,73	-9,99	82,64
L ₂	3,53	34,98	-7,98	72,30
L ₃	4,69	27,70	-7,09	69,95
L ₄	8,34	15,76	-3,38	55,59
L ₅	10,94	5,56	0,62	39,75

13. táblázat: Ágyéki csigolyák adatai

	Pontok távolsága a nyírányú síktól (reggel) [mm]	Pontok távolsága a homlokirányú síktól (reggel) [mm]	Pontok távolsága a nyírányú síktól (este) [mm]	Pontok távolsága a homlokirányú síktól (este) [mm]
Bal/jobb oldali lapocka külső felső csücske	188,69 / -179,37	19,88 / 16,59	187,14 / -205,56	68,22 / 96,03
Bal/jobb oldali lapocka belső felső csücske	80,15 / -73,57	-32,93 / -12,27	93,12 / -92,73	7,98 / -2,94
Bal/jobb oldali lapocka alsó csücske	70,46 / -69,72	-23,94 / -14,91	83,54 / -77,71	-38,57 / -56,76
Bal/jobb oldali könyök kampó	205,45 / -186,73	52,76 / 31,36	197,88 / -233,06	124,27 / 115,5
Bal/jobb oldali SIPS	64,35 / -51,73	-7,61 / -10,90	50,41 / -65,46	27,29 / 25,72

14. táblázat: Páros pontok adatai

	Cobb fok-ok a nyírányú síkban (reggel) [°]	Cobb fok-ok a homlokirányú síkban (reggel) [°]	Cobb fok-ok a nyírányú síkban (este) [°]	Cobb fok-ok a homlokirányú síkban (este) [°]
Nyaki csigolyák	6,60	10,15	22,85	10,36
Háti csigolyák	3,43	1,25	7,62	6,91
Ágyéki csigolyák	7,09	0,31	12,60	5,10

15. táblázat: Cobb fokok adatai

	Távolság (reggel) [mm]	Távolság (este) [mm]
Bal/jobb oldali lapocka külső felső csücskének magassága T ₁ -hez viszonyítva	-63,14 / -62,95	-26,29 / -39,93
Bal/jobb oldali lapocka belső felső csücskének magassága T ₂ -höz viszonyítva	-74,99 / -72,80	-84,19 / -79,59
Bal/jobb oldali lapocka alsó csücskének magassága T ₇ -hez viszonyítva	-107,51 / -104,96	-120,71 / -126,47
Bal/jobb oldali könyök kampó magassága T ₁₂ -höz viszonyítva	239,31 / 245,34	285,33 / 278,12
Bal/jobb oldali SIPS magassága L ₅ -höz viszonyítva	310,48 / 306,44	318,22 / 321,26

16. táblázat: Páros pontok adatai

10. Összefoglalás

Az nyugati orvoslás eredményessége az elmúlt évtizedekben a gyógyszerelés terén elért sikerek mellett leginkább a betegségfelderítés, a diagnosztikai módszerek hihetetlen mértékű fejlődésének és finomodásának köszönhető. A speciális mérnöki technológiai megoldások, eszközrendszer mellett egyre fontosabb szerepet tölt be a számítástechnikára támaszkodó eset modellezés, ill. állapotfelmérés, állapotváltozás monitorozás. A legtöbb esetszámot nyilván a népbetegségek az ún. civilizációs problémák hozzák magukkal. Tekintve hogy ezek igen elterjedtek, általában krónikusnak tekinthetők, olyan megoldásokat vár az orvostudomány a mérnöki tudományoktól, amelyek könnyen, gyorsan, reprodukálhatóan, nem utolsó sorban olcsón támogatják, esetenként pótolják az igencsak drága és korlátozott mennyiségben rendelkezésre álló képzett egészségügyi humán erőforrást.

Projektem az egyik legelterjedtebb civilizációs probléma, a gerincbántalmak diagnosztizálásához, illetve a kezelés eredményességének méréséhez kíván támogatást nyújtani. A feladatkitűzésben és a megvalósításban közreműködő gyógytornász kollégák véleménye szerint a rendszer nagy segítségükre lehet, mivel a gerincferdülés mérésére ugyan léteznek összetett és sajnos igen drága megoldások, nagy általánosságban viszont hosszadalmas, manuális, papíralapon rögzített eljárásokat használ a szakma mind az állapot, mind az állapotváltozás dokumentálására. Ezeknek az idő- és persze szakember igényén túl nagy hátrányuk, hogy a szubjektív elemek révén egzaktan nehezen hasonlíthatók össze, különösen akkor, ha különböző és nem egyformán tapasztalt ember végzi őket.

A projektben kifejlesztett eljárás (sztereokamera rendszerrel mélységükben is elemezhető felvételeket készítünk a páciensekről) a rögzített tűréshatárokkal, kiegyenlített felvételi körülményekkel egzakt, összehasonlítható térbeli modellt készít a páciens gerincíveiről, ill. azok eltéréseit számolni, rögzíteni képes. Az eszközrendszer minden eleme: felvételi körülmények, kamerák, rögzítés, teszterek, markerek az elméleti megalapozásokon nyugvó kísérletekkel lettek kiválasztva. A szoftverfejlesztés a kamerakalibrációtól a képrektifikáláson át a modellezésre terjedt ki. A felvételek, mért és számított eredmények lementhetők.

A jövőben orvos és gyógytornász szakemberek segítségével, valódi pácienseken szándékozom kipróbálni, finomítani a rendszert, megteremteni a minél felhasználóbarátabb kezelő felületeket, nyilvántartásokat.

11. Summary

Western medicine has achieved considerable success in the last decades not just because they applied medication successfully, but mainly because they made incredible progress in exploring diseases and in improving and refining their diagnostic methods. Apart from using special engineering technological solutions and system of tools, a new computer-assisted method - case modelling, i.e. condition assessment, monitoring condition changes – is playing an increasingly important part in this. Obviously, most cases include widespread diseases, which have been caused by the so-called civilization problems. Because by their nature they are widespread and are considered chronic diseases, medicine expects engineering experts to provide such solutions in these cases which can be easily and rapidly reproduced, which are inexpensive, and which assist or at times complement the rather costly and limited public health human resources.

My project wishes to provide assistance for the most widespread civilization problem, the diagnosis of spine diseases and the measurement of their successful treatment. According to the physiotherapists participating in the implementation of the project this new system proves very helpful for them. Although there are some methods for measuring scoliosis conditions and changes in conditions, these are manual, lengthy, complicated and rather expensive methods. Their main drawback is that – apart from being time-consuming and expert-dependent - because of the inherent subjective elements, it is difficult to compare them, especially if different experts with different experience make the measurements.

The procedure developed in this project (we make a photo of the patient with a stereocamera system which later can be analysed in-depth) with the fixed tolerance limits, balanced recording circumstances makes an exact, comparable, extensional model of the patient's spine curves, and is able to calculate and record their differences. All elements of this device system including the recording circumstances, cameras, recording, testers, markers have been tested and experienced in practice, and these experiences are well-grounded in theoretical assumptions. This software development

ranges from camera calibration, photorectification to modelling. All the recordings, measured and calculated results can be saved.

In the future, with the guidance of doctors and physiotherapists, I would like to test and improve this system on real patients, to create a more user-friendly panel and a system of register.

12. Irodalomjegyzék

- [1]: Al-Zahawi, H.: Real-time Motion Capture. *The University of Utah*, 2002. (http://www.cs.utah.edu/~halzahaw/MotionCapture_main.html), utoljára megtekintve: 2011-09-07.
- [2]: Bickel, B., Botsch, M., Angst, R., Matusik, W., Otaduy, M., Pfister, H., Gross, M.: Multi-Scale Capture of Facial Geometry and Motion. *Massachusetts Institute of Technology – Computer Science and Artificial Intelligence Laboratory*, 2007 (<http://people.csail.mit.edu/wojciech/MultiScale/MultiScale.pdf>), utoljára megtekintve: 2011-08-20.
- [3]: Bradski, G., Kaehler, A.: Learning OpenCV. *O'Reilly*, 2008
- [4]: Cseri, O. E., Kerti, Á.: Dplusz – 3D rekonstrukciós rendszer. TDK dolgozat. *Óbudai Egyetem Neumann János Informatikai Kar*, 2008-11-6.
- [5]: Datta, A., Kanade, T.: Accurate Camera Calibration from Planar Patterns. *Carnegie Mellon The Robotics Institute*, 2011
- [6]: Diasu Company: 3D BodySpine. (<http://www.diasu.com/Site%20Eng/3dbodyspine.html>), utoljára megtekintve: 2011-10-29.
- [7]: Dr. Erbszt, A.: Gerinc szűrés – spinal mouse. (http://gerinc.blogter.hu/362471/gerinc_szures_-_spinal_mouse), utoljára megtekintve: 2011-08-24.
- [8]: Dr. Hack, F., Dr. Fülöp, F., Kugler, S., Dr. Radnai, Gy., Urbán J., Dr. Szabados, L., Dr. Nemerényi, A., Dr. Balázs, L., Dr. Büki, A.: Négyjegyű függvény táblázatok, összefüggések és adatok, *Nemzeti Tankönyvkiadó Rt.*, 2005
- [9]: Horvát, K.: Diagnózis: Gerincferdülés (scoliosis) – 1. rész. *Gyógytorna infó online magazin*. (<http://www.gyogytornainfo.hu/diagnozis-gerincferdules-scoliosis-1-resz-19>), utoljára megtekintve: 2010-11-17.
- [10]: Konolige, K.: Small vision system: Hardware and implementation, *International Symposium on Robotics Research, Hayama, Japan*, 1997, pp. 111–116
- [11]: Dr. Marschalkó, P.: Az ortopéd, mozgásszervi vizsgálatok eredményei a 14–16 éves korcsoportban, *Gyermekeorvos Továbbképzés*, Vol. 1., 2011, 33-37. oldal
- [12]: Mészáros, Á., Megyesi, Z.: Surveyor SVS robot navigáció sztereó rekonstrukció segítségével. TDK dolgozat. *Kecskeméti Főiskolai Gépipari és Automatizálási Műszaki Főiskolai Kar*, 2011-02-19.
- [13]: Műszaki informatikai jegyzetek - Digitális kép és hangfeldolgozás 10. fejezet. Pécsi Tudományegyetem Pollack Mihály Műszaki Kar.

- (http://e-oktat.pmmf.hu/kepeshang_10_fejezet), utoljára megtekintve: 2011-08-10.
- [14]: Omega Labs: (http://www.omegalabs.eu/html/infrakamera_mod.html), utoljára megtekintve: 2010-12-15.
- [15]: Palatinus Fitness: Gerinctorna. (<http://palatinusfitness.hu/index.php?p=8>), utoljára megtekintve: 2011-10-10.
- [16]: Pashman, R., Kim, T.: Adolescent Idiopathic Scoliosis. *eSpine*. (<http://www.espine.com/adolescent-scoliosis.htm>), utoljára megtekintve: 2011-06-05.
- [17]: Scharnitzky, V.: Matematika a műszaki főiskolások számára - Vektorgeometria és lineáris algebra. *Nemzeti Tankönyvkiadó Zrt.*, 2006
- [18]: Shah M.: Fundamentals of Computer Vision. *Computer Science Department, University of Central Florida*, 1997
- [19]: Szolyka, S., Kertész, T., Rieger, P.: TransMotion. Szakdolgozat. *Óbudai Egyetem Neumann János Informatikai Kar*, 2006
- [20]: TME Electronic Components: (http://www.tme.eu/html/HU/gombelem tarto/ramka_927_HU_pelny.html), utoljára megtekintve: 2011-10-08.
- [21]: TME Electronic Components: (http://www.tme.eu/html/HU/gombelem tartok/ramka_4523_HU_pelny.html), utoljára megtekintve: 2011-10-08.
- [22]: Windisch, G.: Alkalmazás fejlesztése gépi látáson alapuló térbeli pozíció és orientáció meghatározására. Szakdolgozat. *Óbudai Egyetem Neumann János Informatikai Kar*, 2010
- [23]: Zhang, Z.: A Flexible New Technic for Camera Calibration (<http://research.microsoft.com/~zhang/Papers/TR98-71.pdf>), 1998
- [24]: Zhu, Y., Parent, R.: Motion Capture. (<http://www.cse.ohio-state.edu/~parent/classes/888/Character/MotionCapture.pdf>), utoljára megtekintve: 2011-09-15.

13. Ábrajegyzék

- [BOD]: 3D BodySpine:
(http://www.diasu.com/Site%20Eng/3dspinal/De_Rosa_allin1.jpg), utoljára megtekintve: 2010-11-09.
- [ABR]: Abrahams P.: Az emberi test atlasza - Teljes áttekintés testünk működéséről
GABO Kiadó, 2002
- [ANA]: Anathomy Planes:
(<http://healthpages.org/wp-content/uploads/2011/03/anatomy-planes.png>), utoljára megtekintve: 2010-11-09.
- [BOR]: Borg, M.: Computer Vision for Computer Graphics. University of Malta.
(<http://www.cs.um.edu.mt/~sspi3/ComputerVision-pt1.pdf>), utoljára megtekintve: 2011-07-28.
- [MOT]: Motion Capture:
(http://fc08.deviantart.net/fs70/i/2010/315/a/3/motion_capture_fighting_by_tigernyuou-d32ma53.jpg), utoljára megtekintve: 2010-11-09.
- [NOR]: Northwest Chiropractic & Rehab:
(<http://nwchiroclinic.com/blog/wp-content/uploads/2011/05/STC.jpg>), utoljára megtekintve: 2011-09-05.
- [OME]: Omega Labs: (<http://www.omegalabs.eu/assets/images/IRkam3.jpg>), utoljára megtekintve: 2010-12-15.
- [ORT]: Ortotika: (<http://www.ortotika.cz/images/rtg.jpg>), utoljára megtekintve: 2010-11-09.