

EGYETEMI DOKTORI (PhD) ÉRTEKEZÉS

**A TÉRD POSZTOPERATÍV REHABILITÁCIÓJÁT ELŐSEGÍTŐ
ESZKÖZÖK KIFEJLESZTÉSE ÉS KLINIKAI KIPRÓBÁLÁSA**

Manó Sándor

Témavezető: Dr. Csernátony Zoltán, az MTA doktora



**DEBRECENI EGYETEM
KLINIKAI ORVOSTUDOMÁNYOK DOKTORI ISKOLA
DEBRECEN, 2015**

Tartalomjegyzék

Rövidítések jegyzéke	4
Ábrajegyzék.....	5
Táblázatjegyzék.....	7
Előszó	8
1. Bevezetés.....	9
2. Irodalmi áttekintés	15
2.1. A térd flexiós-extenziós szögének mérése röntgenfelvételek alapján.....	15
2.2. A totál térd protézis beültetést követő rehabilitációja	22
3. Célkitűzések	25
4. Anyagok és módszerek	26
4.1. A térd extenziós szögének mérése röntgenfelvételek alapján.....	27
4.1.1. A comb és a lábszár valós és látszólagos oldalirányú tengelyének vizsgálata	27
4.1.2. A térdhajlítás szögének mérése különböző vetületekben	30
4.2. A flexiós kontraktúra kezelését szolgáló rehabilitációs eszközök kifejlesztése	32
4.2.1. Az <i>Elevated Heel Rest</i> (EHR).....	32
4.2.2. A <i>Heel Vibrating Device</i> (HVD) ágyhoz kötött változata	33
4.2.2.1. A berendezés kifejlesztése	34
4.2.2.2. A HVD ágyhoz kötött változatának klinikai tesztje	38
4.2.3. A <i>Heel Vibrating Device</i> (HVD) bedside változata.....	42
4.2.3.1. A berendezés kifejlesztése	42
4.2.3.2. A HVD bedside változatának klinikai tesztje.....	44
4.2.4. A <i>Knee Moving Device</i> (KMD).....	44
5. Eredmények.....	49
5.1. A térd extenziós szögének mérése röntgenfelvételek alapján.....	49
5.1.1. A comb és a lábszár valós és látszólagos oldalirányú tengelyének vizsgálata	49
5.1.2. A térdhajlítás szögének mérése különböző vetületekben	51
5.2. A flexiós kontraktúra kezelését szolgáló rehabilitációs eszközök kifejlesztése	52
5.2.1. Az <i>Elevated Heel Rest</i> (EHR).....	52
5.2.2. A <i>Heel Vibrating Device</i> (HVD) ágyhoz kötött változata	53
5.2.2.1. A berendezés kifejlesztése	53
5.2.2.2. A HVD ágyhoz kötött változatának klinikai tesztje	55
5.2.3. A <i>Heel Vibrating Device</i> (HVD) bedside változata.....	57
5.2.3.1. A berendezés kifejlesztése	57
5.2.3.2. A HVD mobil változatának klinikai tesztje.....	59
5.2.4. A <i>Knee Moving Device</i> (KMD).....	62

6. Megbeszélés	66
6.1. A térd extenziós szögének mérése röntgenfelvételek alapján.....	66
6.1.1. A comb és a lábszár valós és látszólagos oldalirányú tengelyének vizsgálata	67
6.1.2. A térdhajlítás szögének mérése különböző vetületekben	68
6.2. A flexiós kontraktúra kezelését szolgáló rehabilitációs eszközök kifejlesztése	70
7. Új eredményeim	76
8. Összefoglalás.....	78
9. Summary.....	79
Köszönetnyilvánítás.....	80
Irodalomjegyzék	81
Az értekezés alapjául szolgáló saját közlemények.....	90
Egyéb saját közlemények	91
Tárgyszavak	97
Függelék.....	98

RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE

a-p	anterior-posterior (előlről hátra irányú)
CPM	Continuous Passive Motion (folyamatos passzív mozgatus)
EHR	Elevated Heel Rest (megemelt sarokpárna)
HVD	Heel Vibrating Device (sarokrezgető berendezés)
KMD	Knee Moving Device (térdmozgató berendezés)
p	szignifikanciaszint
PDA	Personal Digital Assistant
ROM	Range of Motion (mozgástartomány)
SD	Standard Deviation (szórás)
t	próbatatisztika
TEP	Total Endoprosthesis (totál endoprotézis)
t_{krit}	a próbatatisztika kritikus értéke
VAS	Visual Analogue Scale (vizuális analóg skála)

ÁBRAJEGYZÉK

- 1.ábra A térd TEP beültetések száma 2011-ben országoként, 100 000 lakosra vonatkoztatva
- 2.ábra Az éves totál csípő-, illetve térdprotézis beültetések számának alakulása és előrejelzése az Amerikai Egyesült Államokra vonatkozóan
- 3.ábra Az izomfeszülés és a súlyvonal alakulása enyhén hajlított és nyújtott térd esetén
- 4.ábra A goniométer használata
- 5.ábra Szabályos testhelyzet laterális röntgenfelvételhez a WHO előírása alapján
- 6.ábra A lábszár tengelyének meghatározása különféle csontkontúrok alapján
- 7.ábra A comb tengelyének meghatározása különféle csontkontúrok alapján
- 8.ábra A térd antero-poszterior stabilizátorai
- 9.ábra A CPM típusú térdmozgató készülék
- 10.ábra 5° hiperextenzióra beállított CPM berendezés pozíciója az extenziós holtponton
- 11.ábra A femur, illetve a tibia-fibula tengelyének mérésére szolgáló elrendezés
- 12.ábra A femur és a tibia-fibula fényképére rajzolt szakaszok és félegyeneselek, valamint a köztük mérhető szögek
- 13.ábra A 12. ábra alapján a térd röntgenfelvételre berajzolható szakaszok és félegyeneselek
- 14.ábra A műanyag csontokból álló alsóvégtag szögméréseire szolgáló elrendezés
- 15.ábra Térd flexiós szögérték mérése a műanyag csontokból álló végtag fényképén
- 16.ábra Az Elevated Heel Rest koncepciója
- 17.ábra Az alternáló mozgás létrehozására használt (sárga) csonkakúp-szelet és a kúp alkotóval párhuzamosan elhelyezett (fémszínű) tengely
- 18.ábra A HVD első változatának 3D modellje és prototípusa
- 19.ábra A HVD állítási lehetőségei
- 20.ábra A HVD működésének folyamatábrája
- 21.ábra A kezelések adatainak rögzítésére szolgáló űrlapok

- 22.ábra A fájdalomérzet rögzítésére szolgáló VAS skála
- 23.ábra A térdhajlítás szögének mérése a tibia hátsó, és a femur elülső kontúrja által meghatározott egyenesek alapján
- 24.ábra A HVD berendezés továbbfejlesztett koncepciója
- 25.ábra A HVD berendezés továbbfejlesztett koncepciója használat közben
- 26.ábra A Knee Moving Device felépítése
- 27.ábra A KMD használat közben
- 28.ábra A KMD vezérlőszoftvere és a rendszer elvi felépítése
- 29.ábra A combcsont elülső sziluettje és a nagytompor-epicondylus által meghatározott tengely által bezárt szög a fix nézőponthoz képest történt elforgatás függvényében
- 30.ábra A lábszár tengelye, valamint a tibia elülső (a) és hátsó (b) corticalisára húzott egyenesek közötti szögérték-eltérések a fix oldalirányú nézőponthoz képest történt elforgatás függvényében
- 31.ábra A beállított flexiós szögérték, valamint a fényképeken mérhető szögérték közötti eltérések a fix nézőponthoz képest történt elforgatás függvényében
- 32.ábra Az elkészült EHR és használata
- 33.ábra A Heel Vibrating Device felépítése
- 34.ábra A HVD prototípusa
- 35.ábra A Heel Vibrating Device PDA-n futó vezérlőszoftvere
- 36.ábra A hét napos, csak CPM kezelés végén az egyes betegeknél a térd teljes nyújtáskor mért extenziós szögértékek (negatív tartomány: hiperextenzió)
- 37.ábra A hét napos, HVD-vel és EHR-rel kiegészített CPM kezelés végén az egyes betegeknél a térd teljes nyújtáskor mért extenziós szögértékek (negatív tartomány: hiperextenzió)
- 38.ábra A bedside HVD prototípusának felépítése és használata
- 39.ábra A bedside HVD-vel végrehajtott klinikai vizsgálat részeredménye: a kezelés elején és végén mért extenziós szögek
- 40.ábra A bedside HVD-vel végrehajtott klinikai vizsgálat részeredménye: a kezelés elején extenziós elmaradással rendelkező betegek esetén mért extenziós szög változása
- 41.ábra A Heel Moving Device prototípusa
- 42.ábra Oldalirányú röntgenfelvételkor felvett testhelyzet

TÁBLÁZATJEGYZÉK

- | | |
|-------------|---|
| 1. táblázat | A HVD berendezéssel elvégzett klinikai vizsgálat protokollja |
| 2. táblázat | A valós és a mért szög közötti különbség különböző térd flexiós szögek esetén |
| 3. táblázat | A statisztikai minta jellemző adatai |
| 4. táblázat | A bedside HVD-vel kiegészített, és a csak CPM-mel kezelt csoport statisztikai összehasonlítása kétmintás t-próbával |

ELŐSZÓ

15 éve dolgozom mérnöki végzettséggel a Debreceni Egyetem Ortopédiai Klinikájának Biomechanikai Laboratóriumában. Ez alatt az idő alatt úgy érzem, sikerült a laboratórium fő orientációjának megfelelően a vonatkozó legfontosabb orvosi ismeretek megfelelő mélységű elsajátítása, illetve mérnöki ismereteimet is ebben az irányban fejlesztettem tovább.

A gyógyító munkához műszaki munkatársként való csatlakozásom magyarázza azt, hogy értekezésemben az orvosi beavatkozással járó műveleteket többes szám harmadik személyben írom, mivel természetesen a beavatkozásokban nem, csak azok előkészítésében, és a feldolgozásában vettem részt.

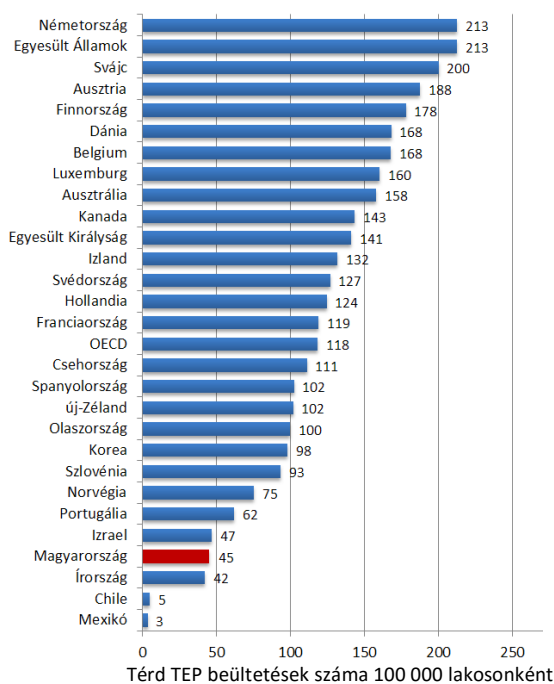
Az orvosi szakkifejezések közötti eligazodás mérnökként különösen nehéz számomra, tekintettel arra, hogy az ezeket használó orvos szakemberek is megosztottak az eredeti latinos és a modernebbnek számító magyaros írásmód tekintetében. Mérnökként közelebb áll hozzám a magyaros írásmód, ezért mindazokat az orvosi szakkifejezéseket, amelyeket a Brencsán Orvosi szótár [1] magyar írással is elfogad, így alkalmaztam.

A dolgozatban szereplő, általunk kifejlesztett eszközökkel kapcsolatban az eddigi eredmények alapján a későbbiekben nemzetközi publikációt, illetve megjelenést is tervezünk/remélünk, ezért azt a stratégiát követtük, hogy már a jelenlegi stádiumban nemzetközileg is alkalmazható, könnyen rövidíthető nevet választunk azok megnevezésére.

1. BEVEZETÉS

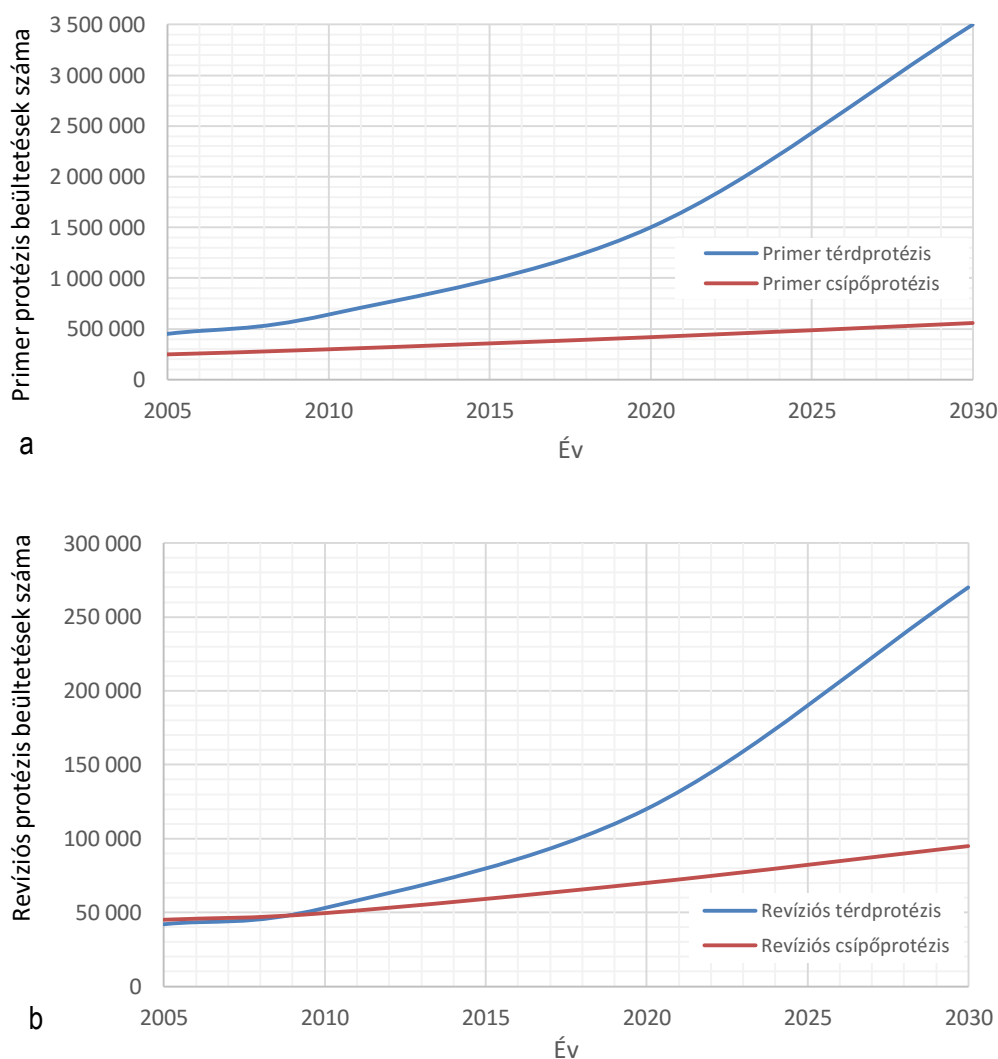
Az ortopédia és a traumatológia fejlődésével a térd sérüléseinek és betegségeinek kezelésére egyre nagyobb számban alkalmaznak különféle műtéti megoldásokat. Az ízület súlyosabb kopása, károsodása esetén sok esetben egyedül a teljes ízületi felszín pótlásával járó ún. totál endoprotézis (TEP) beültetés jöhet szóba. A nagyízületi endoprotetika az 1960-es években vált rutinszerű beavatkozássá először a csípőízület esetén, majd bő tíz évvel később terjedtek el a térd TEP beültetések.

A jóléti államokban ezeknek a beültetéseknek a száma az utóbbi évtizedben ugrásszerű növekedésnek indult. Csak az USA-ban évente mintegy egymillió beteg kap térdprotézist [2,3]. Európában is egyre növekszik a csípő-, és térdprotézis beültetések száma. A populációra vetített fajlagos értékek számos EU országban az amerikai statisztikákat is meghaladják, [4] fajlagosan Németországban történik a legtöbb beültetés. Magyarország ebben a tekintetben az évi mintegy 4500 térd TEP műtéttel a lista alsó harmadában helyezkedik el (1. ábra).



1. ábra. A térd TEP beültetések száma 2011-ben országonként, 100 000 lakosra vonatkoztatva [4]

Míg a primer csípőprotézis beültetések száma 2030-ig a jelenleg elfogadott előrejelzések alapján nagyjából 30%-kal emelkedik, a térdprotézis beültetések száma ez idő alatt akár meg is négyszereződhet (2. ábra). A protéziscserét jelentő, a szakmában *revízió*snak nevezett eseteket tekintve a csípőprotéziseknél is a primerhez képest dinamikusabban növekvő esetszám várható, a térdprotézisek esetén pedig az emelkedés a primer esetekhez hasonlóan igen szembe-tűnő, a jelenlegi helyzethez képest 2030-ra mintegy háromszoros értéket is elérhet [2,3].



2. ábra. Az éves totál csípő- (a), illetve térdprotézis (b) beültetések számának alakulása és előrejelzése az Amerikai Egyesült Államokra vonatkozóan [2]

Bár az értekezés a térdprotetikával kapcsolatos témát tárgyal, fontosnak tartottam megemlíteni a csípő endoprotetika mértékének várható alakulását is, ugyanis sok esetben egyazon betegeknél azonos végtagon történik csípő-, illetve térdprotézis beültetés, ami egy biomechanikailag viszonylag kedvezőtlen állapotot teremt, nagyobb a szövődmenyrátája és gyakorlatilag ezeknek a betegeknek mind a peroperatív, mind a posztoperatív kezelése nagyobb odafigyelést igényel.

A műtéti szám növelése mellett a műtétet követő rehabilitációra is egyre nagyobb hangsúly helyeződik, hiszen a műtét végső eredménye nagyban függ az eredményesen megvalósított posztoperatív rehabilitációtól.

Az operált térd funkcióját döntően befolyásolja a közvetlen posztoperatív szakban végzett rehabilitáció. A fő cél, hogy a beteg hazabocsátásakor a lehető legjobb mozgástartományt érjenek el az operált térden. Míg a normál térd 150° körüli mozgás-amplitúdóját – ritka kivételektől eltekintve – nem tudjuk elérni, és ezt mind a szakma, mind a betegek elfogadják, addig a teljes extenzió elérése gyakorlatilag nélkülözhetetlen, hiánya további problémákhoz vezethet [5-8]. A 10° -nál nagyobb flexiós kontraktúra előfordulás nőknél 24%, férfiaknál 37%-ot is eléri [5]. A kontraktúra annak ellenére is kialakulhat, hogy a térdízület protetizálása során ideális esetben teljes extenziót érnek el a műtőasztalon.

A korai flexiós kontraktúra kialakulásának több oka is lehet. Itt most nem foglalkozunk azokkal az esetekkel, amikor a protézis egyes komponensei nem megfelelő helyzetben lettek beültetve, mert ilyenkor előfordulhat, hogy gyakorlatilag lehetetlen a teljes nyújtás elérése. Ennek megoldása minden esetben sebészi. A rehabilitáció során megoldható teljes extenzió elmaradás leggyakoribb oka a fájdalom kiváltotta reflexes izomvédekezés, de sokszor közrejátszik a beteg nem megfelelő kooperációja is. A műtétet követő első-második napon az ízületben hagyott drain okozta diszkomfort érzés is korlátozhatja a mozgást, ugyanakkor

megjegyzendő, hogy a műtéti technika fejlődése, az intraoperatív gondos vérzéscsillapítás, illetve az intraoperatív vérzékenység csökkentése révén egyre több alkalommal van lehetőség a posztoperatív drain elhagyására [9,10].

Már néhány fok flexiós kontraktúra is az ismert biomechanikai változásokat idézi elő a térdízületben [11]. Teljesen nyújtott térd mellett gyakorlatilag aktív folyamatos izommunka helyett csak finom egyensúlyozó mozgásokra van szükség a térd körüli izmok részéről. Szemiflektált helyzetben tartott térd esetén álláskor azonban folyamatos munkára van kényszerítve az extenzor és a flexor izomzat, ezáltal azok korai kifáradásához és következményes fájdalmához vezet. Ugyanakkor a patellofemorális ízület terhelése is jelentősen nő [8]. Ezen kívül a későbbiekben a lágyrészegegyensúly megbomlása miatt ízületi instabilitáshoz is vezethet a mozgás effajta beszűkülése [12].

A legfőbb problémát az jelenti, hogy a tartósan flektált helyzetben tartott térdben idővel a passzív stabilizátorok is zsugorodnak, kialakul az artrogén kontraktúra [13], melynek oldása jóval nehezebb, gyakran műtétet igénylő, ritkán műtéttel sem megoldható feladat.

A térdízületi protézis műtöttek rehabilitációja során a gyógytorna kiegészítésére világszerte hagyományosan az ún. *Continuous Passive Motion* (CPM) berendezéseket alkalmazzák [14]. A műtét után elvárható mozgástartomány visszaállítása azonban – főleg a fájdalom elleni reflexes védekezés miatt – sok esetben nem valósul meg maradéktalanul. A CPM berendezések ugyan nagyon nagy segítséget jelenthetnek a rehabilitációban, azonban – amint az a hétköznapi gyakorlatban klinikánkon felismerésre került – a készülék a térd teljes kinyújtását nem teszi minden esetben lehetővé, ezáltal gyakorlatilag konzerválja a flexiós kontraktúrát.

A probléma kapcsán egy érdekes eset hívta fel a figyelmünket a kezelés alternatív lehetőségére. Mintegy 20 évvel ezelőtt egy rándulást követően – az akkor elfogadott gyakorlat szerint – egy beteg térdét szemiflektált helyzetű gipszben rögzítették, majd annak eltávolítása után makacs flexiós kontraktúra alakult ki.

A betegnél intenzív gyógytorna kezelést alkalmaztak, de ez eredménytelennek bizonyult. Utóbb a beteg néhány hétig nem jelentkezett kontrollvizsgálatra, majd amikor ismét megjelent, teljes térdfunkciója volt. Kiderült, hogy egy zenekarban dobos, és a lábgéppel megvalósított ritmikus mozgás hatására oldódott a flexiós kontraktúrája.

E két felismerés birtokában, nevezetesen, hogy a CPM berendezés a térd teljes nyújtását nem biztosítja, másrészt a ritmikus rángómozgás oldja a térd flexiós kontraktúráját, a Debreceni Egyetem Ortopédiai Klinikáján elkezdtük egy olyan, – a jelenlegi kezeléseket kiegészítő – eszköz-páros fejlesztését, amely alkalmazásával bizonyítottan csökkenthető a flexiós kontraktúra mértéke.

Ennek egyik része az ún. *Elevated Heel Rest* (EHR), amely tulajdonképpen egy formára mart szivacs tömb, amely a sarok alátámasztására szolgál. Fontos tulajdonsága – amellet, hogy a végtagot és a térdet felemelve tartja –, hogy nem enged kirotációt, így csak a sagittális síkú mozgásokra és térdízületi komponensekre van hatással. Ennek a jelentősége abban áll, hogy fiziológiás körülmények között egy egészséges ember is alsó végtagjait hanyatt fekvő helyzetben bizonyos mértékben kirotálva tarja. A megemelt sarok mellett – amikor a térd a levegőben van – ha ezt a kirotációt nem akadályozzuk meg, a térdet tulajdonképpen varizálnánk.

A dobolás közben alkalmazott ritmikus kimozzgatás adta az alapötletet egy ezen az elven működő készülék kifejlesztéséhez. Az első verzió alkalmazása kissé nehézkes volt, ennél át kellett fektetni a beteget egy erre a célra átalakított ágyra. Az eszközt klinikánk orvosai és gyógytornászai magukon is kipróbálták és valóban nagyon hatékonynak tűnt. Az EHR-rel kiegészített rendszerrel elvégzett pilot study szubjektív és objektív eredménye is biztató volt. Az eszközzel végrehajtott klinikai vizsgálat eredményei kedvezőek voltak, a betegek jól tűrték és a hatékonyság érdekében szívesen használták. A *Heel Vibrating Device*-nak elnevezett mozgatóeszköz időközben elvégzett továbbfejlesztésének eredménye egy

ún. bedside (ágy melletti) konstrukció lett, amely már nem igényel külön betegelhelyezést, bármely beteg ágya mellé odatolható és a kezelés azonnal megkezdhető.

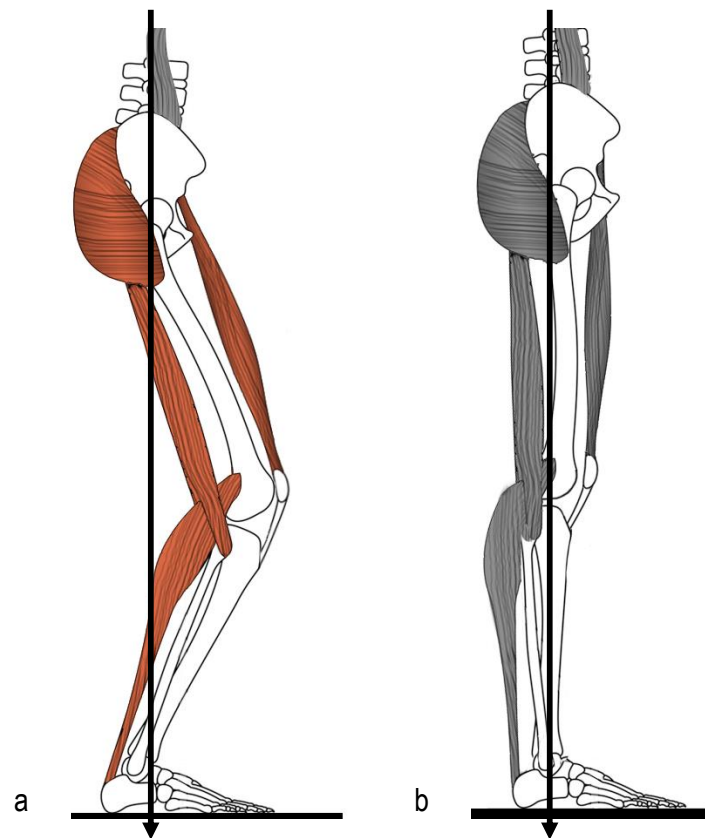
A posztoperatív térdkezelések hatékonyságának megítélésekor rendszeresen előjött az az alapvető kérdés, hogy a térd flexiós/extenziós szöge hogyan is mérhető le viszonylag nagy pontossággal. A kérdéskör tisztázása érdekében egy átfogó mérési sorozatot végeztem, amely során a röntgenfelvétel alapú mérés pontosságát, valamint alkalmazhatóságát vizsgáltam.

Bár a problémafelismerés, a különböző megoldások ötletei és a különböző mérések objektivizálása egymásból származó ötletekként jelentkeztek a munka során, mindezt a folyamatot szisztematikussá téve az irodalmi áttekintést után először a térd hajlítási-nyújtási szögének meghatározására vonatkozó méréseket, majd a flexiós kontraktúra megelőzésére szolgáló terápiás eszközök kifejlesztéséhez vezető utat és a fejlesztési folyamatot – amely során mind a mechanikai, mind az elektronikai tervezésében és kivitelezésében meghatározó szerepet töltöttem be –, végül az alkalmazással kapcsolatos tapasztalatokat összesítem.

2. IRODALMI ÁTTEKINTÉS

2.1. A térd flexiós-extenziós szögének mérése röntgenfelvételek alapján

A térd hajlítási-nyújtási szögének pontos mérése, illetve megítélése fontos tényező a mozgásszervi sebészetben, különösen a térd TEP műtéteket követő rehabilitációs időszakban. A mozgástartomány (ROM) mérési pontosságának megítélésére azonban csak elvétve találunk elemzéseket [15-18]. Érdekes módon a legtöbb idevágó irodalomban a maximális hajlítást elemzik, mellőzve a maximális nyújthatóság mérését [19]. Tudjuk, hogy mindkettőnek jelentősége van, de más-más szempontból. A minél nagyobb hajlítási szög elérése főleg a mindennapi komfortra van hatással, kisebb elmaradások a guggolást, magasabb felületre való fellépést akadályozzák, míg súlyosabb esetben a járás és az ülés is korlátozott. Míg a térdprotézisek elterjedése előtt egy térdműtét után elegendőnek tartották a 60°-os flexiós szöget a zavartalan hétköznapi élethez, addig a jelenlegi civilizációs fejlettség mellett már a szakma konszenzusa alapján legalább 90° hajlítás elérése a cél. Emellett a teljes nyújtás elérése, az izommunka nélküli állás is jelentőséggel bír a rehabilitációs gyakorlatban [20], ugyanis a teljes nyújtás esetén oldalnézetben a test súlyvonala a tibio-femorális ízületen halad keresztül, azonban néhány fokos flexió során a testtömegből származó erő hatásvonala a térdízület flexiós-extenziós tengelye mögött helyezkedik el. Ez pedig folyamatos hajlításra kényszerítené a térdet. Ezzel a hatással a quadriceps izomcsoport tart egyensúlyt. Flexiós kontraktúra esetén tehát a quadriceps folyamatos munkára kényszerül még állás közben is (3. ábra). A folyamatos izommunka pedig az izom gyors fáradását okozhatja, miközben a normál terheléseken túl olyan további erőhatást idéz elő mind a patello-femorális, mind a tibio-femorális ízületre, amely jelentős fájdalommal és hosszú távon porckárosodással járhat [8,21].



3. ábra. Az izomfeszülés és a súlyvonal alakulása enyhén hajlított (a) és nyújtott (b) térd esetén

Az eredeti kép forrása: Rodda et al. [22]

A térd mozgástartományának, azaz a hajlítás és a nyújtás szögének mérésére az irodalomban számos módszer fellelhető, melyek közül a szögmérővel (goniométerrel) való mérés a leginkább elterjedt a napi gyakorlatban [17,23-25]. A mérés során az eszköz szárait a comb, illetve a lábszár oldalfelületére helyezik el úgy, hogy a középpontja a laterális femur epicondylus magasságában legyen. A szárak beállításánál a lábszár tengelyét a külboka, a combét pedig a nagytompor iránya jelöli ki, ezeket a pontokat kell minél pontosabban megcélózni [26]. A szárak beállítását követően a szögmérőről közvetlenül leolvasható a flexiós/extenziós szögérték (4. ábra).

A módszer legnagyobb hátránya, hogy a comb és lábszár tengelyébe sokszor nem könnyű pontosan beállítani a goniométer szárait főleg a következők miatt:

- sok esetben a nagytompор helyének meghatározása – különösen ha a beteg túlsúlyos – esetleges;
- legtöbb esetben az eszköz szárainak hossza közel sem elegendő a pontos méréshez, ezért a tengelyek, illetve a kitüntetett pontok irányának beállítása csak hozzávetőlegesnek tekinthető (4. ábra).

A fenti problémák miatt a térd flexiós-extenziós szögének goniométerrel való mérésének pontossága a legtöbb esetben vitatható [16,27-32].



4. ábra. A goniométer használata

- a használatkor fellépő korlátok, problémák: rövid szár, túlsúlyos beteg, nadrág [33-36]
- a használatkor megcélzott referenciapontok

A mérés pontossága növelhető a száraz hosszának növelésével [37], azonban még így sem közelítheti meg a röntgenfelvételeken végzett mérések pontosságát. Ennek ellenére megfelelő tapasztalatú vizsgáló esetén a mozgásamplitúdó állapotának rögzítésére, illetve változásának megítélésére közismert korlátai ellenére is elfogadott és alkalmas.

Az egyszerűbb mérési módszerek között említendő még a giroszkóppal rendelkező okostelefonok ilyen célú alkalmazása [38-40] is, azonban a módszer pontossága erősen függ a lágyrészek, a quadriceps egyedi adottságaitól és az azon lévő zsírréteg mennyiségétől és elhelyezkedésétől.

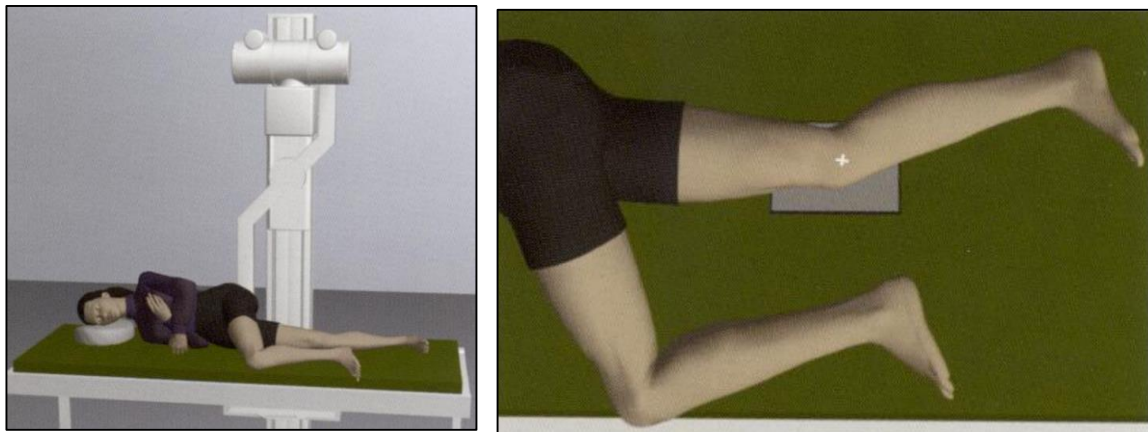
A bonyolultabb mérési módszerekhez nem szükséges röntgenfelvétel, ezek fényképekkel [28], videotechnikával [41], illetve elektromos kapcsolattal [42-45], vagy elektromágneses eszközökkel valósulnak meg [46,47]. Ezek a módszerek azonban nem terjedtek el a gyakorlatban, inkább csak kísérleti célokra alkalmasak és többségében dinamikus, járás közbeni mérésre lettek kifejlesztve.

Pusztán a térd mozgás-amplitúdójának meghatározására az igen pontos mérési lehetőséget ígérő röntgenfelvételek készítése [48,49] nem elfogadható a sugárterhelés miatt, azonban az EOS röntgentechnika [50-52], amely a hagyományos röntgenhez képest tizedannyi, vagy még kevesebb sugárdózissal működik [53,54], szemléletváltást hozhat ebben és sok más, a röntgentechnikához kapcsolódó kérdésben. Sajnos azonban ez a technika a berendezés magas ára miatt még nem túl elterjedt, Kelet-Közép-Európában pedig csak igen kevés helyen érhető el.

A röntgenfelvétel alapú mérést ugyanakkor nagyban elősegíti, hogy a legtöbb esetben, amikor egy problémás térddel találkozik az orvos, illetve preoperatív tervezéskor és posztoperatív dokumentáció részeként előírás, hogy egy-egy

antero-posterior (a-p) és oldalirányú felvétel készül a térdről. A gyakorlatban az ezen röntgenfelvételek alapján történő mozgástartomány-mérés logikus választásnak tűnik. Évente milliónyi ilyen röntgenfelvétel készül, azonban a kérdés még mindig nyitott, miszerint melyek azok a referencia pontok, amelyek alapján meg lehet ítélni a flexiós, illetve extenziós szöget egy általában használatos, 18x24 cm méretű film képe alapján, ezeken ugyanis nem látszik sem a teljes láb-szár, sem a teljes combcsont. Hosszabb film használata kézenfekvő megoldásnak tűnik, azonban egészen pontos szögmérés csak a teljes femurt és a teljes tibiát tartalmazó felvételen volna lehetséges.

Egy másik probléma, hogy nincs abszolút megbízható módszer és lehetőség sem a végtag pozicionálását illetően, illetve világszerte a röntgenasszisztensek az érvényben lévő előírásoknak megfelelően a laterális felvételt a térd szemiflektált helyzetében készítik, ami a térd röntgen-anatómiai elemzésére tökéletes, azonban sem az elérhető teljes flexió, sem a teljes extenzió mértékéről nem ad információt (5. ábra) [55].

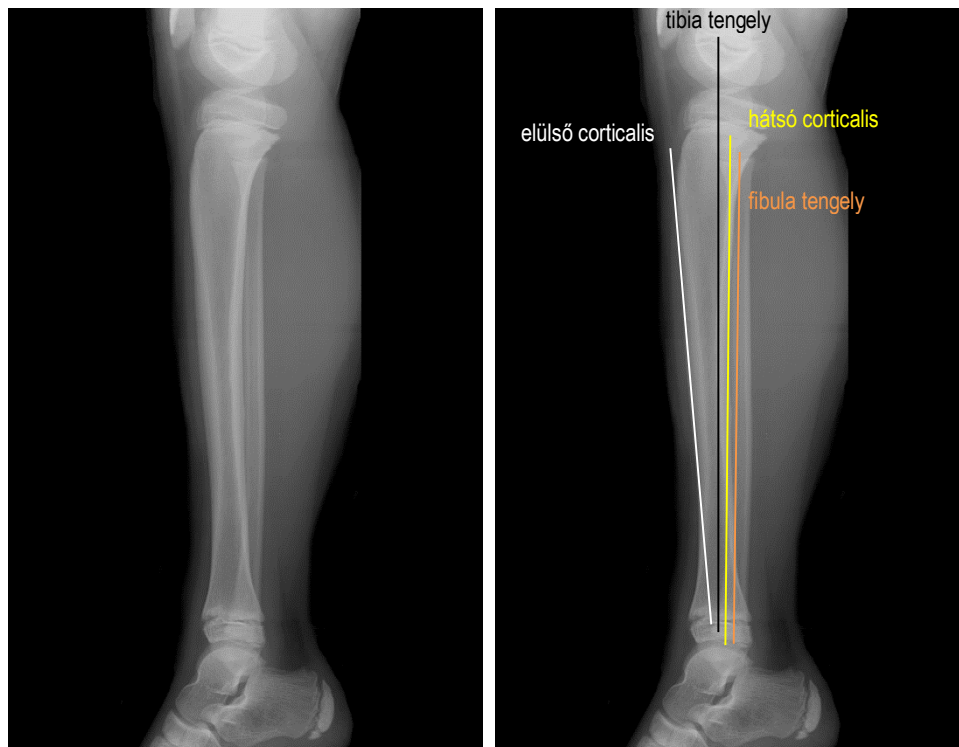


5. ábra. Szabályos testhelyzet laterális röntgenfelvételhez a WHO előírása alapján [55]

A flexiós szög mérési módszereinek sokfélesége mellett az sem teljesen egyértelmű, hogy pontosan mit is kell mérni a szög meghatározásához, ugyanis mind

a comb, mind a lábszár tengelyének értelmezésére többféle megközelítés is létezik.

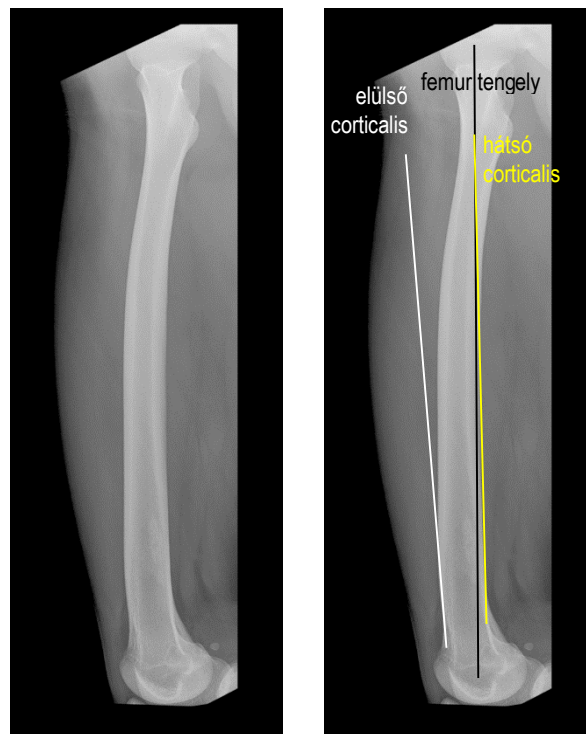
A lábszár tengelyének megítélésére a már említett goniométeres mérések során is kétféle technikával találkozunk. Az általánosan elfogadott elvek alapján a laterális femur epicondylus és a külboka középpontjának összekötésével kapjuk a lábszár tengelyét [17,28], míg egy másik gondolatmenet szerint a goniométer szárát a tibia elülső élével párhuzamosan kell beállítani [56]. A röntgenfelvételek, illetve a számítógépes navigáció alapján történő mérés esetén találkozhatunk a tibia középvonala mentén húzott, valamint a fibula ízesülései által kijelölt [17,23,57] tengellyel is. A különféle tengelyek lábszáron való elhelyezkedése egy átlagos esetre vonatkozóan a 6. ábrán látható. Megjegyzendő, hogy a fent említett tengelyek mérése fekvő helyzetben csak stabil térd esetén mérhető. Instabil térd esetén álló, terhelt felvétel szükséges.



6. ábra. A lábszár tengelyének meghatározása különféle csontkontúrok alapján

A 6. ábrát elemezve megállapíthatjuk, hogy a berajzolt négy egyenesből három gyakorlatilag párhuzamos, míg a negyedik, a tibia (rövidebb röntgenfelvételeken is ábrázolódó) elülső proximális élére rajzolt félegyenes iránya ezektől jelentősen eltér (a képen látható esetben az eltérés mintegy 6°). A lábszár tengelyét kijelölő irányt a tibia felső és alsó ízületi felszíneinek középpontja határozza meg, ezzel gyakorlatilag párhuzamos a külbokát és a femur epicondylust összekötő egyenes, ahogyan a fibula ízületeire illeszthető szakasz, illetve a tibia hátsó proximális corticalisára rajzolható félegyenes is (6. ábra).

A comb esetén a tengelyt egyes szerzők szerint a femur elülső corticalisával [28], mások szerint pedig a hátsó corticalisával [15,57] párhuzamosan jelölhető ki (7. ábra).

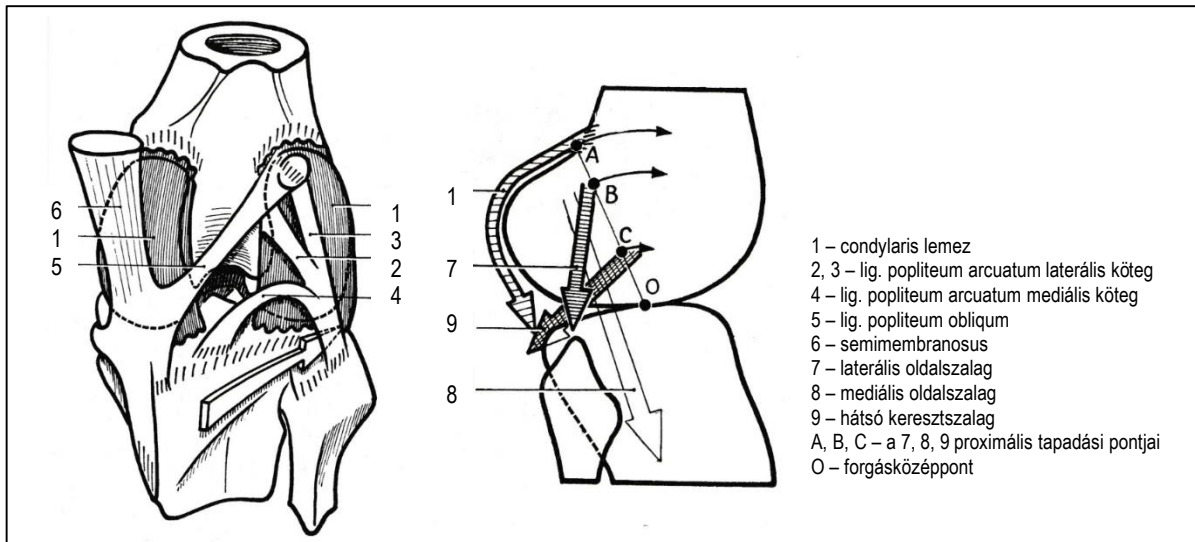


7. ábra. A comb tengelyének meghatározása különféle csontkontúrok alapján

A 7. ábráról leolvasható, hogy átlagos esetben a comb tengelye (amit a femur nagytompóra és epicondylusa határoz meg) lényegében a femur hátsó disztális élével párhuzamos, míg az elülső disztális éllel már közel sem, ez utóbbival az ábrázolt esetben például 5° -os szöget zár be. Előzetesen tehát megállapítható, hogy a comb tengelyének meghatározására abban az esetben, amikor egy röntgenfelvételen csak a femur alsó része ábrázolódik, leginkább annak hátsó disztális éle által meghatározott irány alkalmazható.

2.2. A totál térd protézis beültetést követő rehabilitációja

A térd TEP műtéteket követő rehabilitáció célja az agonista-antagonista izmok erejének és egyensúlyviszonyainak helyreállítása mellett a minél teljesebb mozgástartomány elérése lehetőleg már a beteg kórházból történő hazabocsátásakor, azonban ez nem minden esetben valósul meg maradéktalanul [5,6,58]. A probléma forrása sokszor az az állapot, hogy a beteg nem képes a teljes nyújtás elérésére, azaz flexiós kontraktúrája van, amely további elváltozások (instabilitás, femoro-patellaris túlterhelés, fáradékonyság, fájdalom, később porckárosodás) okozója is lehet [8,21,59]. A flexiós kontraktúra posztoperatív kialakulásának okai között leginkább az implantátum pontatlan behelyezését [60,61], illetve a jelentős fájdalom által kiváltott izomvédekezést említhetjük. Már néhány fokos mozgásbeszűkülés is kisebb-nagyobb funkcióvesztéssel járhat, a végtag relatív rövidülése és a nagyízületek biomechanikai láncolatának megbomlása révén. Amennyiben ez a patológiás helyzet tartósan fennmarad, bekövetkezik a térízületi tok és szalagrendszer, valamint a térd körüli izmok zsugorodása (8. ábra) és kialakul az artrogén kontraktúra, amelynek sokszor még műtétileg sincs hathatós megoldása [13].



8. ábra. A térd antero-poszterior stabilizátorai

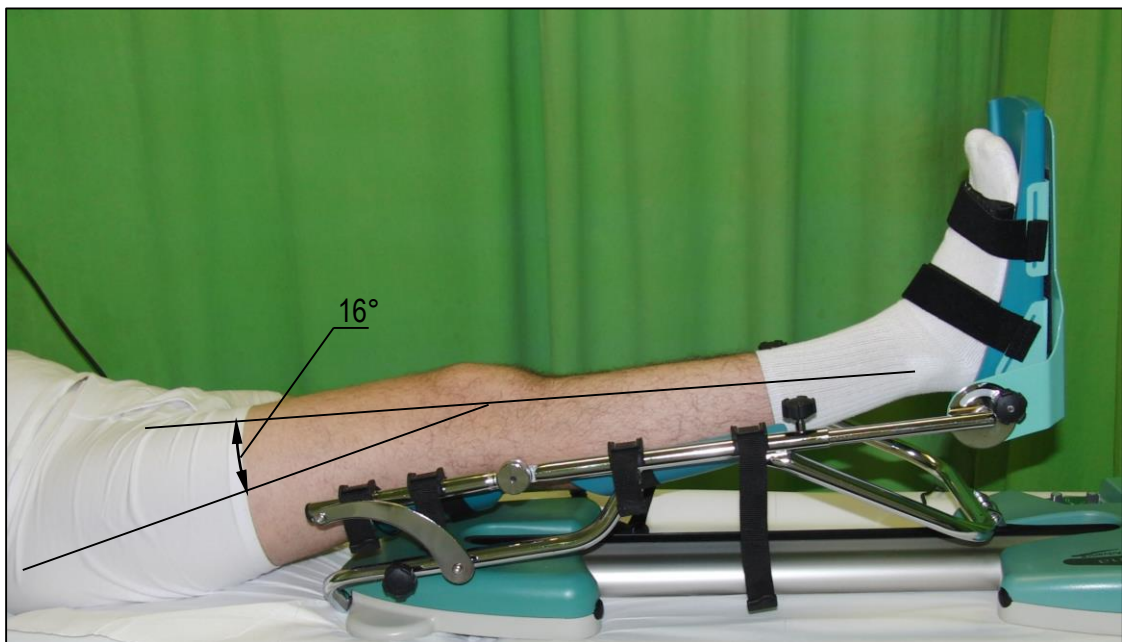
Forrás: Kapandji - Az ízületek élettana [11]

A posztoperatív kezelés fő irányai tehát a fájdalom csillapítása és a korai bemozgatás. A mobilizálás legelterjedtebb eszközei a Salter [14] által kidolgozott, közös működési elvük alapján CPM-nek nevezett tornáztató készülékek (9. ábra). Ezek a berendezések a térdízületet a gyógytornász által beprogramozott frekvenciával és szögértékek között, előre meghatározott ideig és sebességgel mozgatják flexiós-extenziós irányban.



9. ábra. A CPM típusú térdmozgató készülék

Az eljárás irodalmi megítélése nem egyértelmű [58,62-69]. Míg Ververeli a módszer költséghatékonysága mellett érvel [62], az utóbbi időkben egyre több szerző arról számolt be, hogy nem tudtak szignifikáns különbséget kimutatni a CPM berendezések és a hagyományos gyógytorna eredménye között [65-68]. A Debreceni Egyetem Ortopédiai Klinika gyakorlatában a CPM kezelések során a végtag megfelelő alátámasztása, a flexiós kontraktúra oldásának hatékonysága és a térd valós pozíciójának kontrollja okoz nehézséget. Tapasztalataink azt mutatják, hogy a CPM berendezések leginkább a flexiós képességet, az extenziós kontraktúra megelőzését segítik, ugyanakkor a flexiós kontraktúra kialakulását nem igazán gátolják [62]. Hiába van lehetőség akár 5° hiperextenzió beállítására az eszközön, a lábszár és a comb alátámasztása gyakorlatilag lehetetlenné teszi még a teljes nyújtás megvalósítását is (10. ábra).



10. ábra. 5° hiperextenzióra beállított CPM berendezés pozíciója az extenziós holtponton

3. CÉLKITŰZÉSEK

Az értekezésben ismertetett kutatást a következő célok mentén valósítottam meg.

A. Mérési tevékenység

- a. A térd extenziós szög konvencionális röntgenfelvételek alapján új módszerrel történő értékelése és a mérés pontosságának meghatározása.
- b. Az előzőek lapján a legmegfelelőbbnek tűnő mérési módszer kidolgozása.

B. Eszközfejlesztés

Új eszközök kifejlesztése a posztoperatív térd flexiós kontraktúra kialakulásának megelőzésére, illetve kezelésére.

- a. Statikus eszköz kifejlesztése: az *Elevated Heel Rest (EHR)*;
- b. Dinamikus berendezés kidolgozása: a *Heel Vibrating Device (HVD)*
- c. Kombinált berendezés prototípusának kifejlesztése: a *Knee Moving Device (KMD)*

C. Klinikai vizsgálatok

A kifejlesztett eszközök klinikai kipróbálása, az alkalmazás tapasztalatainak összegzése és statisztikai értékelése.

4. ANYAGOK ÉS MÓDSZEREK

A térd TEP műtéteket követő rehabilitáció során azon túl, hogy *minél jobb* flexiót igyekszünk elérni, a teljes extenzió elérése *nélkülözhetetlen*. Kutatásaim gyakorlatilag ez utóbbi feltétel köré épültek, és két fő irányban valósultak meg:

Radiológiai meghatározások

A szakirodalom kritikus elemzése egyértelműsítette, hogy a térd flexiós-extenziós szögének mérése látszólag egyszerű feladat, azonban a hagyományos szögmérőkkel, goniométerekkel történő mérés csak közelítő eredményt ad. A megfelelő pontosság eléréséhez ismernünk kell a lábszár és a comb tengelyét meghatározó csontok pontos helyzetét. Erre a legkézenfekvőbb lehetőséget a rutin oldalirányú röntgenfelvételek elemzése adhatja, azonban két problémával is szembesülnünk kell, ha ezeket a felvételeket értékelni szeretnénk: (1) a nemzetközi standardok szerint készült röntgenfelvételeken sem a tibia, sem a femur nem ábrázolódik teljes hosszában, illetve (2) a nem pontosan oldalirányból készült röntgenfelvétel torzíthatja a felvétel alapján mért szöget.

A fenti tényezők hatásának tisztázása, illetve kiküszöbölése érdekében a munkám első részében olyan mérési sorozatokat hajtottam végre, amelyek nyomán a térd extenziós szög röntgenfelvételek alapján történő pontos mérését lehetővé tévő módszer került kidolgozásra.

Eszközfejlesztés

A kutatások másik iránya a teljes nyújtás elmaradásának kezelése köré épült. A vonatkozó irodalmat és klinikánk tapasztalatait áttekintve megállapítottuk, hogy a térd TEP beültetéseket követően napi szinten használt CPM berendezések pozitív hatása az extenzió irányába jelentősen elmarad a flexióétól és emiatt a kezelés végére extenziós deficit maradhat fenn.

Ebben a fázisban olyan, a CPM berendezések kezelése mellett alkalmazandó segédeszközöket (az *Elevated Heel Rest* és a *Heel Vibrating Device*) fejlesztettünk

ki, amelyek a flexiós kontraktúra kezelését, illetve megelőzését célozzák meg. Az általunk kidolgozott módszer alapelve az volt, hogy az ágyban fekvő beteg alsó végtagját a saroknál alátámasztva a végtag súlya önmagában is a nyújtás irányába próbálja lazítani a lágyrészeket vízszintes haránt tengely esetén. Abból indultunk ki, hogy ha ezt a statikus hatást még egy dinamikus összetevővel is kiegészítjük, az együttes eredmény még jelentősebb lesz. A fenti két eszköz mellett egy olyan berendezés (a *Knee Moving Device* [KMD]) fejlesztése is a végéhez közeledik, amely egyidejűleg a HVD és a CPM funkcióit is képes betölteni.

4.1. A térd extenziós szögének mérése röntgenfelvételek alapján

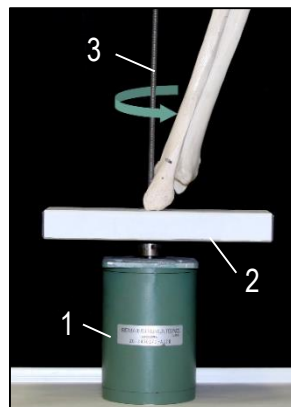
A térd extenziós szögének minél pontosabb meghatározása érdekében két mérési sorozatot hajtottunk végre. Az első esetben azt vizsgáltuk, hogy a comb, illetve a lábszár valós tengelye és a röntgenfelvételeken meghatározható tengelyek között milyen eltérés mutatkozik, ha a felvétel iránya a pontos oldaliránytól különböző mértékben eltér. A második kísérletsorozatban pedig azt vizsgáltuk, hogy ismert, beállított extenziós szögek mennyit torzulnak a felvételkészítés irányának változásával.

4.1.1. A comb és a lábszár valós és látszólagos oldalirányú tengelyének vizsgálata

A mérés során 10 letisztított, kifőzött combcsontot és 10 tibia-fibula párt fényképeztünk pontosan oldalirányból, illetve úgy, hogy a csontot a tengelye körül $\pm 30^\circ$ -os tartományban 2° -os lépésekkel elforgattuk. Így minden lábszárról (tibia-fibula párról) és minden combcsontról összesen 30+1 felvétel készült. Mivel lágyrészek híján nem volt szükség röntgenfelvételek készítésére, digitális fényképeket vizsgáltunk a következők miatt:

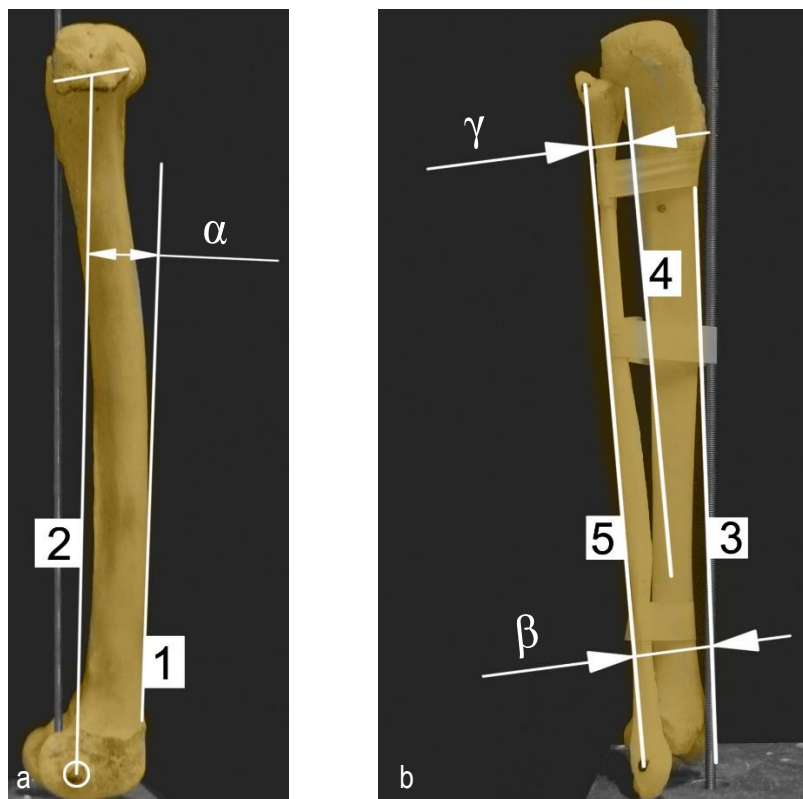
- Azok a nevezetes pontok, kontúrok, illetve körvonalak, amelyekre a mérések során támaszkodtunk, a fényképen gyakorlatilag ugyanúgy beazonosíthatóak és lemérhetőek, mint a röntgenfelvételen;
- A mérések nem igényelték röntgensugár alkalmazását.

A pontosan 2° -onként történő elforgatást egy átalakított léptetőmotor, illetve egy annak a tengelyére szerelt platform segítségével valósítottuk meg, kihasználva a léptetőmotornak azt a tulajdonságát, hogy áramtalanított állapotban kézzel könnyen elforgatható és ilyenkor csakis a rá jellemző lépésközöknek megfelelő szöghelyzetekben (jelen esetben 2° -onként) stabilizálódik. A mérések során a motor tengelyére erősített függőleges rúdra rögzítettük a lábszár-, illetve combcsontokat (11. ábra).



11. ábra. A femur, illetve a tibia-fibula tengelyének mérésére szolgáló elrendezés
1: léptetőmotor 2: a csont megtámasztására szolgáló platform 3: forgástengely

Az előzőekben leírt módon készült digitális fényképekre vektorgrafikus szerkesztő szoftver (AutoCAD 2004, Autodesk Inc, San Rafael, USA) segítségével berajzoltuk a 12. ábrán látható félegyeneseket, szakaszokat.



12. ábra. A femur (a) és a tibia-fibula (b) fényképére rajzolt szakaszok és félegyenesek, valamint a köztük mérhető szögek

1: a femur elülső disztális körvonalára illeszthető félegyenes 2: a nagytompor középpontja és az epicondylus középpontja közé feszíthető szakasz 3: a tibia elülső proximális élére illeszthető félegyenes 4: a tibia hátsó proximális élére illeszthető félegyenes 5: a fibulafej és a külboka közé húzható szakasz α : az 1 és 2 szakaszok által bezárt szög β : a 3 és 5 szakaszok által bezárt szög γ : a 4 és 5 szakaszok által bezárt szög

A fentiekben tehát a 2. szakasz segítségével a comb, az 5. szakasszal pedig a lábszár tengelyét határoztuk meg [57,70], így a térd flexiós-extenziós szögét lényegében e két szakasz által bezárt szög adja. Sajnos azonban ezeket a segédvonalakat a térdről készült röntgenfelvételeken nem tudjuk berajzolni, mert sem a femur, sem a lábszárcsontok nem ábrázolódnak teljes egészében. Helyettük viszont az 1. 3. és 4. félegyenesek helyzete megszerkeszthető (13. ábra).



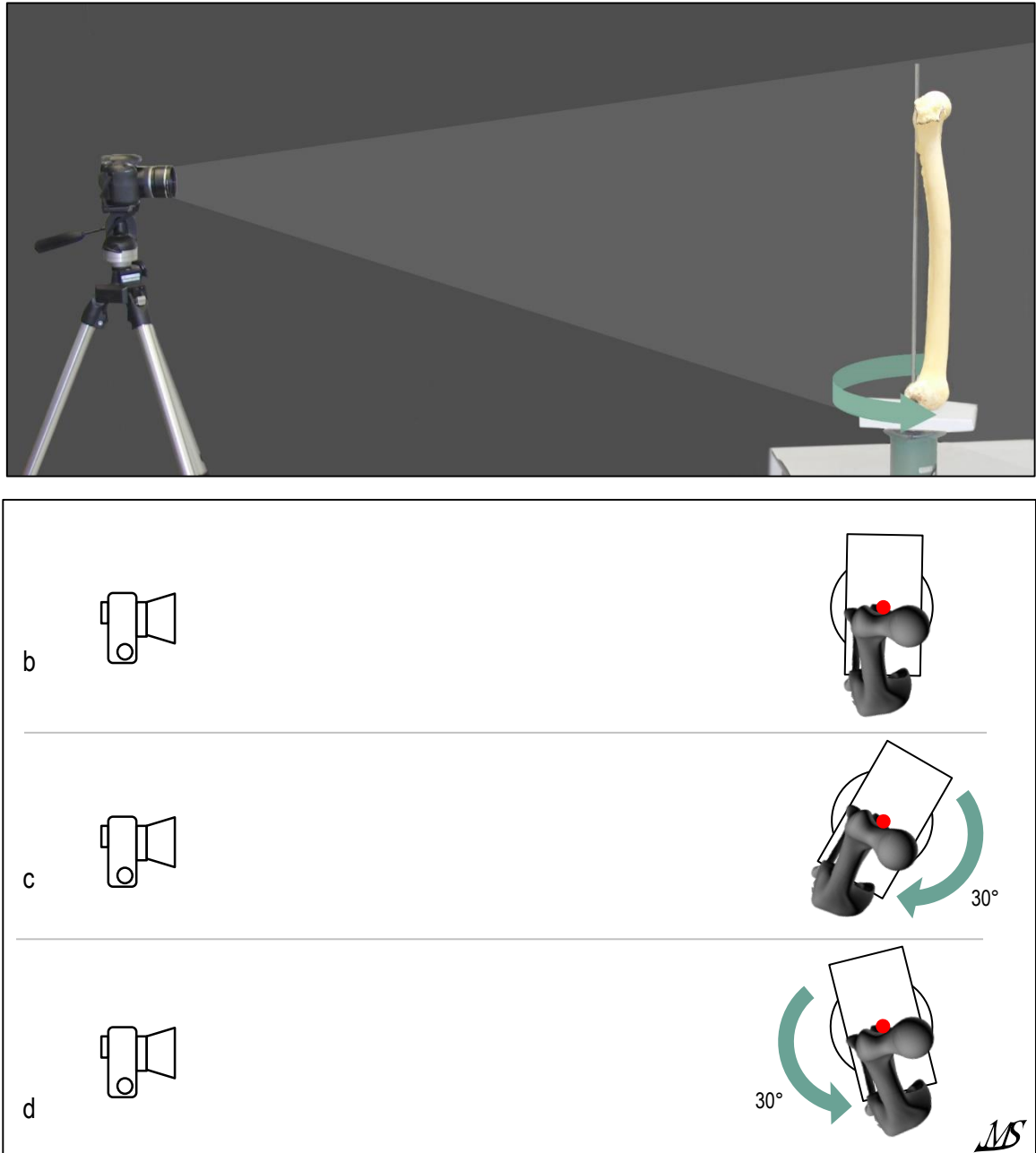
13. ábra. A 12. ábra alapján a térd röntgenfelvételre berajzolható szakaszok és félegyenesek
1: a femur elülső disztális körvonalára illeszthető félegyenes 3: a tibia elülső proximális élére illeszthető félegyenes 4: a tibia hátsó proximális élére illeszthető félegyenes

Annak megállapítására, hogy mennyire határozhatják meg pontosan a comb, illetve a lábszár tengelyét a térd oldalirányú röntgenfelvételén is berajzolható félegyenesek, a következő lépésben lemértük az 1-2, illetve a 3-5 és 4-5 egyenesek által bezárt, rendre α , β és γ szögeket (12. ábra). Minél kisebb egy adott szög, annál pontosabban határozza meg a hozzá tartozó félegyenes a comb, vagy a lábszár tengelyét.

4.1.2. A térdhajlítás szögének mérése különböző vetületekben

Ebben a kísérletsorozatban az előzőekben ismertetett módszerhez hasonlóan jártunk el, azaz egy léptetőmotorra szerelt platformmal, illetve a tengelyt reprezentáló rúddal dolgoztunk, de ezúttal műanyag csontokból (Biocalderoni, Budapest) álló alsóvégtagot fényképeztünk. A végtagon egymás után 6, 10, 13, 15 és 20°-os térdhajlítási szögeket állítottunk be, majd – minden egyes flexiós szög

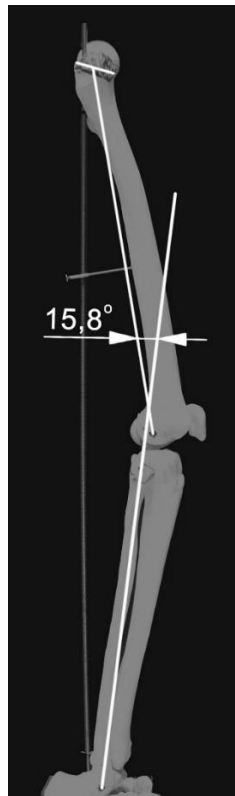
esetén – az előző kísérlet szerint függőleges tengely körül 2° -os lépésekkel összesen 60° -os tartományban elforgattuk a montázst és minden állapotról fényképet készítettünk (14. ábra). A referencia (kiindulási) helyzetben a felvételt a végtag síkjára pontosan merőlegesen készítettük, ehhez képest forgattuk el a végtagot mindkét irányban $30-30^\circ$ -kal.



14. ábra. A műanyag csontokból álló alsóvégtag szögméréseire szolgáló elrendezés
 a. oldalnézet
 b. kiindulási állapot felülnézetben
 c. maximális elforgatás az óramutató járásával egyező irányba, felülnézetben
 d. maximális elforgatás az óramutató járásával ellentétes irányba, felülnézetben

Az így kapott, különböző nézőpontból készült digitális fényképeken a műanyag csontokon megjelölt kitüntetett pontok segítségével berajzoltuk a comb és a láb-szár tengelyét (a 12. ábra szerint a 2 és 5 szakaszokat), majd a képfeldolgozó szoftverrel sorra lemértük a térd látszólagos hajlítási szögét (15. ábra).

A lemért adatokat minden esetben táblázatba foglaltuk, diagramon ábrázoltuk, majd az eredményeket összesítettük.



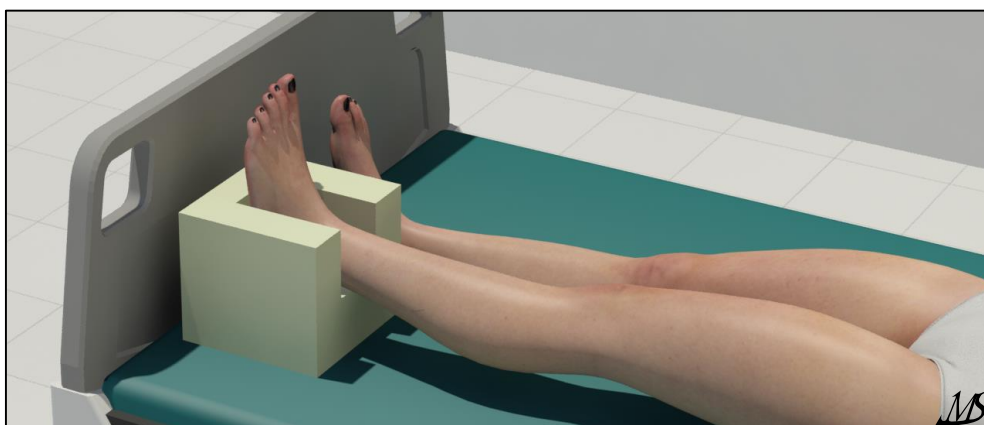
15. ábra. Térd flexiós szögérték mérése a műanyag csontokból álló végtag fényképén

4.2. A flexiós kontraktúra kezelését szolgáló rehabilitációs eszközök kifejlesztése

4.2.1. Az *Elevated Heel Rest* (EHR)

Eszközfejlesztési alprojektünk első lépéseként a statikus lazítást, illetve nyújtást elősegítő EHR részleteit dolgoztuk ki, amely egy 30 cm élhosszúságú keményszivacs kockából áll, amelyen egy függőleges, a sarkat és az előlábát a lábközépig,

illetve a bokák magasságáig befogó nyílás van, amibe a lábát belehelyezve a beteg térde az ágytól elemelkedik. Mivel a láb tengelye függőlegesen rögzített, megakadályozza a kirotációt és biztosítja, hogy a térd haránt tengelye vízszintes legyen, így a gravitációs erő egyértelműen a teljes nyújtás irányába hasson. Az EHR hatékonysága tartós használat mellett, illetve a következőkben ismertetett dinamikus készülék alkalmazásával együtt tapasztalható leginkább.



16. ábra. Az *Elevated Heel Rest* koncepciója

4.2.2. A *Heel Vibrating Device* (HVD) ágyhoz kötött változata

Az eszköz fejlesztése során a fentebb kifejtett alapelv megvalósításán túl a következő szempontokat határoztuk meg:

- az rezgés amplitúdója és sebessége lehetőleg fokozatmentesen változtatható legyen
- az amplitúdót 10-30 mm közötti tartományban lehessen állítani
- az eszköz programozható legyen, azaz össze lehessen állítani betegcsoportokra, vagy akár személyre szabottan egy-egy kezelési programot, amely tartalmazza az egyes rezgetési fázisok paramétereit, időbeli lefolyását
- az eszköz férjen el egy kórházi ágyvégen, maximum 80 cm hosszú és 30 cm széles legyen

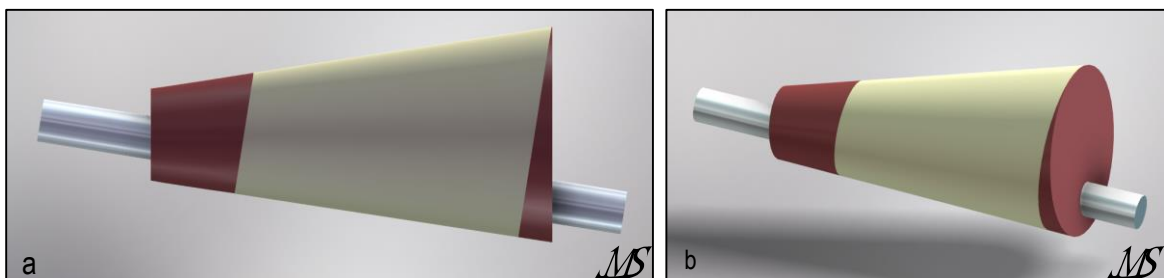
A követelmények szem előtt tartásával kifejlesztett, általunk *Heel Vibrating Device*-nak nevezett berendezés alapvetően egy mechanikus szerkezetből, valamint az azzal összeköttetésben lévő törpefeszültségű vezérlőkörből tevődik össze.

4.2.2.1. A berendezés kifejlesztése

A *Heel Vibrating Device* mechanikus részének tervezésekor a korábban ismertett célok szem előtt tartása mellett a legfontosabb feladatok a következők voltak:

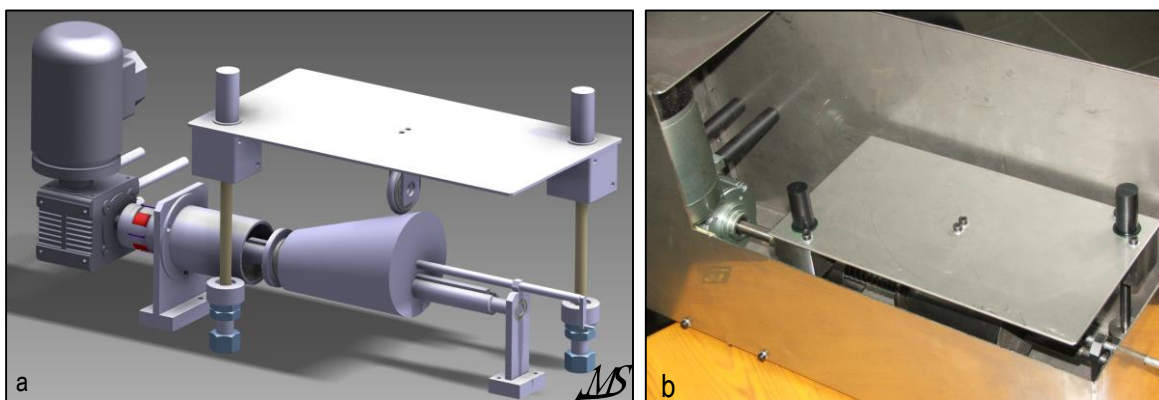
- az egyenes vonalú, függőleges irányú alternáló mozgás létrehozása úgy, hogy az amplitúdó könnyen állítható legyen
- az üzem közbeni amplitúdó-állítás megoldása
- az alternáló mozgás közvetítése a sarokra
- a megfelelő méretű motor, tengelymegtámasztások, illetve burkolat kiválasztása, elrendezése, kialakítása

Az amplitúdó állítását és a rezgőmozgást egy speciálisan kiképzett csónkakúp tömb alkalmazásával valósítottuk meg, amely az alkotójával párhuzamos tengely körül fordul el (17. ábra).



17. ábra. Az alternáló mozgás létrehozására használt (sárga) csónkakúp-szelet és a kúp alkotójával párhuzamosan elhelyezett (fémszínű) tengely oldal- (a) és axonometrikus nézetben (b)

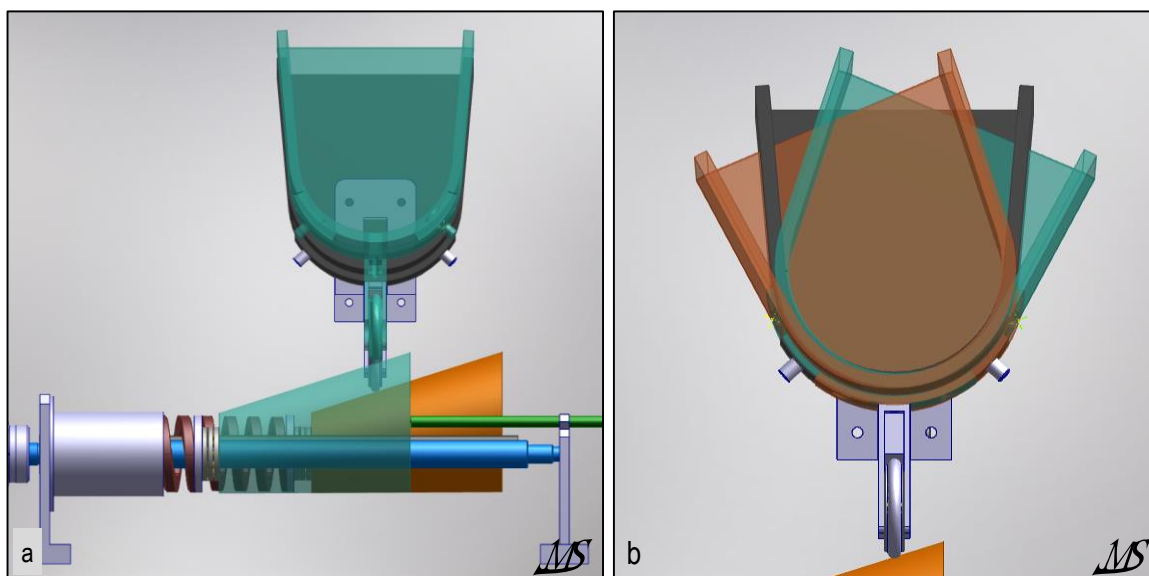
Az alternáló mozgás az első szerkezeti megoldásnál úgy jött létre, hogy a kúppalást egy pontján támaszkodó görgő segítségével átvittük a forgás függőleges komponensét egy arra alkalmas teherviselő platformra. A saroktámasz alátámasztására szolgáló platformot a két átellenes sarkánál lineáris csapágyak vezették meg (18. ábra).



18. ábra. A HVD első változatának 3D modellje (a) és legyártott prototípusa (b)

A speciális csonkakúpot egy hosszú retesszel rögzítettük a tengelyre, amely lehetővé tette, hogy forgás közben is egy tengelyirányú amplitúdó-állító csavar segítségével a tengelyen – egy rugó ellenében – fokozatmentesen elmozdítható legyen (18-19. ábra, 1. függelék).

A fentiekben ismertetett konstrukció alternáló mozgást végző lemeze azonban az erőátvitel szempontjából nem bizonyult elég stabilnak, így a saroktámasz elhelyezését, rögzítését tovább kellett gondolnunk. A továbbfejlesztés eredményeképpen jutottunk el a 19. ábrán látható, az előzőnél sokkal megbízhatóbb konstrukcióhoz. Ebben az esetben a kúp palástján futó görgő egy csapágyazott karon keresztül mozgatja a saroktámaszt. A saroktámasz síkja rögzített, amplitúdóállítás közben a kúp mozdul el a görgő alatt (19.a ábra). A saroktámasz a mozgás síkjában önbeálló, valamint lehetővé teszi, hogy bizonyos esetekben szükség szerint a ki-, vagy berotációt követve transzverzális síkban elfordítható legyen (19.b ábra).



19. ábra. A HVD állítási lehetőségei
a. az amplitúdó állítása a kúp tengelyirányú eltolásával
b. a saroktartó beállítása a ki-, vagy berotációhoz

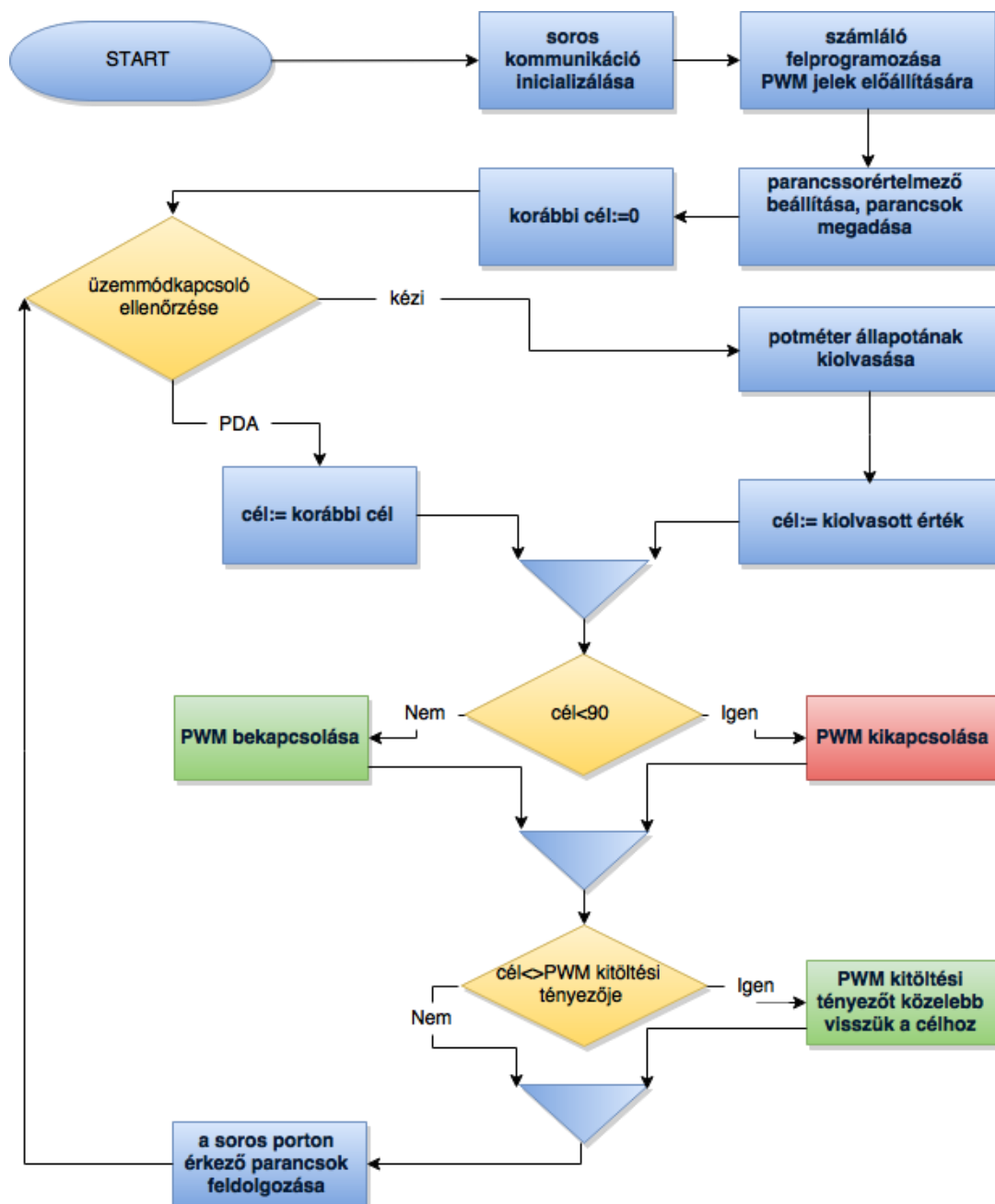
A csigahajtóművel szerelt egyenáramú motor nyomatékát egy 150 kg-os beteg végtagsúlyának megfelelő terheléshez választottuk, az egészségügyi berendezéseknél szokásos kétszeres biztonsági tényezővel.

A motor mozgatására egy olyan vezérlés készült, ami alapvetően a motor feszültség szabályozásával, a fordulatszám változtatásával állítja be a mozgás frekvenciáját. A rendszer ezen kívül rendelkezik egy főkapcsolóval és egy, a beteg kezében lévő vészkapcsolóval is, amivel bármikor leállíthatja a mozgást. A vezérlés két módon valósulhat meg:

1. Egy egyszerű potenciométer segítségével állíthatjuk be a kívánt sebességet (mozgatási frekvenciát)
2. Egy, a vezérléssel vezeték nélküli (Bluetooth) kapcsolaton keresztül kommunikáló PDA (Personal Digital Assistant, vagy Pocket PC) segítségével is történhet a sebesség szabályozása. Ez a számítógépes vezérlés lehetővé

teszi a programozható működtetést is. A PDA-n futó speciális szoftvert használva ugyanis kezelési programot állíthatunk össze, akár személyre, vagy betegcsoportokra szabva. A programok elmenthetők, így később bármikor visszatölthetők és futtathatóak.

A rendszer működtetését a 20. ábrán látható folyamatábra alapján terveztük meg.



20. ábra. A HVD működésének folyamatábrája

4.2.2.2. A HVD ágyhoz kötött változatának klinikai tesztje

Rehabilitációs módszerünk létjogosultságának bizonyítására 144 fő, primer térdprotézis műtéten átesett személy (106 nő, 38 ffi; életkor: 33-87 év, átlag 68,5 év; testtömeg: 57-120 kg, átlag 83,6 kg) bevonásával randomizált klinikai vizsgálatot hajtottunk végre az Intézményi és Regionális Kutatásetikai Bizottság RKEB/IKEB-2789-2008 számú engedélyével.

A klinikai teszt során alapvetően azt mértük fel, hogy a műtétet követően, a bennfekvés ideje (átlagosan hét nap) alatt milyen extenziós eredmény érhető el, ha alkalmazzuk az általunk javasolt EHR-t és a HVD-t, összevetve azokkal az esetekkel, ahol ezek nélkül hajtjuk végre a kezeléseket. A betegek randomizált módon kerültek a kiegészítő kezelésben is részesülők, illetve a csak a szokásos kezelésben részesülők csoportjába.

A kísérletsorozatban részt vevő minden beteg részesült a szokásos, CPM mozgatógépen alapuló gyógytornában, miközben a vizsgálati csoport naponta 10 percre 2 cm-es amplitúdóval 2 Hz frekvenciával kiegészítő kezelést kapott a HVD berendezéssel, valamint napi legalább egy órán át használta az EHR-t. A vizsgálati protokollt az 1. táblázat tartalmazza.

Kezelési nap	CPM + HVD + EHR csoport	CPM (kontroll) csoport
0. (a műtét napja)	Posztoperatív röntgenfelvétel készítése a műtőben	
1-6.	15 perc aktív, vagy vezetett aktív gyakorlatok CPM 25 perc HVD: 2 percre 1 Hz, majd 6 percre 2 Hz, végül 2 percre 1 Hz	15 perc aktív vagy vezetett aktív gyakorlatok CPM 25 perc
7.	Extendált helyzetű, oldalirányú röntgenfelvétel készítése a hazamenetel előtti napon az EHR-be helyezett sarokkal.	

1. táblázat. A HVD berendezéssel elvégzett klinikai vizsgálat protokollja

A folyamat adminisztrálását, illetve a kezeléshez kapcsolódó adatok rögzítését a beavatkozások előtt és alatt a 21. ábrán látható adatfelvételi lapok segítségével végeztük.

Beavatkozás előtti (baseline) adatfelvétel	
1. Részvételi kritériumok	
A beteg neve:	TAJ száma: - -
Térdizületi protézis kerül(t) beültetésre ☐	(0 – nem, 1 – igen)
A beteg a tájékoztató beleegyező nyilatkozatot aláírta ☐	(0 – nem, 1 – igen)
A vizsgálatban való részvétel egyéb feltételei fennállnak ☐	(0 – nem, 1 – igen; ha nem, ennek oka:))
Dátum (éééé/hh/nn) /	
Kitöltötte (aláírás):	
2. Azonosító, randomizációs és fizikális vizsgálati adatok	
A beteg azonosító száma	
Randomizációs kódja	
Melyik térdmozgató kezelést kapja ☐	(0 – hagyományos, 1 – sarokrezgető)
Testtömeg (kg)	
Testmagasság (cm)	
Születési dátum (éééé/hh/nn)..... /	
Nem	☐ (0 – nő, 1 – férfi)
3. A műtétre és a térdmozgató kezelés előtti állapotra vonatkozó adatok	
Mozgásterjedelem szögértékei a műtét előtt.....	
A mérést végezte:	
Érintett végtag oldalassága ☐	(0 – bal, 1 – jobb)
Érintett végtag tömege (kg)	
A műtét dátuma (éééé/hh/nn)..... /	
A műtétben a hátsó keresztszalagot kivették ☐	(0 – nem, 1 – igen)
Azonos oldali csípőprotézis..... ☐	(0 – nincs, 1 – van)
Mozgásterjedelem szögértékei a műtét után (mozgató kezelés előtt).....	
A mérést végezte:	
Mozgásterjedelem szögértékei hazaengedéskor (kezelés után).....	
A mérést végezte:	
Kezelési napok száma:	

Beavatkozás alatti (follow-up) adatfelvétel	
1. Azonosító adatok	
A beteg neve:	Randomizációs kódja
Melyik térdmozgató kezelést kapja ☐ (0 – hagyományos, 1 – sarokrezgető)	
2. Napi követési adatok	
01	Sarokrezgető amplitúdó (0 – kicsi, 1 – nagy) ---- ☐ Kinetec mozgástartomány Beteg véleménye (VAS) sarokrezgető frekvencia (1/sec)..... kezelés hossza (perc) egyéb gyógytorna (0 – nem, 1 – igen)..... ☐
02	Sarokrezgető amplitúdó (0 – kicsi, 1 – nagy) ---- ☐ Kinetec mozgástartomány Beteg véleménye (VAS) sarokrezgető frekvencia (1/sec)..... kezelés hossza (perc) egyéb gyógytorna (0 – nem, 1 – igen)..... ☐
.	
.	
.	
07	Sarokrezgető amplitúdó (0 – kicsi, 1 – nagy) ---- ☐ Kinetec mozgástartomány Beteg véleménye (VAS) sarokrezgető frekvencia (1/sec)..... kezelés hossza (perc) egyéb gyógytorna (0 – nem, 1 – igen)..... ☐

21. ábra. A kezelések adatainak rögzítésére szolgáló űrlapok

A vizsgálat ideje alatt minden egyes kezelés után Vizuális Analóg Skála (VAS) úrlapon vettük fel, hogy a kezelés közben beteg mennyire érezte fájdalmasnak a HVD alkalmazását (22. ábra).

Fájdalomérzet-felmérés

A beteg neve:.....

Születési dátum:

Egyáltalán nincs fájdalom

Elviselhetetlen fájdalom

1. nap	
2. nap	
3. nap	
4. nap	
5. nap	
6. nap	
7. nap	

22. ábra. A fájdalomérzet rögzítésére szolgáló VAS skála

A flexiós szög értékét a kezelés elején és végén készült röntgenfelvételek alapján, számítógépes mérésekkel határoztuk meg [28,71]. A röntgenfelvételek háton fekve, teljes nyújtás mellett, az EHR által biztosított rotációs középhelyzetben, a térd dorzális alátámasztása nélküli testhelyzetben készültek. A mérések során a kijelölt anatómiai pontok alapján felvettük a lábszár és a comb tengelyét és az 1. alfejezetben ismertetett módon lemértük az általuk bezárt szöget [16,17,71] (23. ábra).



23. ábra. A térdhajlítás szögének mérése a tibia hátsó, és a femur elülső kontúrja által meghatározott egyenesek alapján [71].
A képen látható esetben 4,7°-os hiperextenziót mértünk.

Annak érdekében, hogy a szögméréshez szükséges egyenesek felvételének szubjektivitását minél inkább kiküszöböljük, a szögméréseket minden esetben rajtam kívül még két asszisztens is elvégezte és a három mérés átlagával számoltunk tovább.

Az adatok statisztikai feldolgozásához egyoldali, kétmintás aránypróbát alkalmaztunk 5% szignifikancia szint mellett. Az eredmények értékelésekor az alaphipotézisünk az volt, hogy a HVD+EHR párost használó csoportban több lesz azoknak a száma, akiknek a térd extenziós szöge a kezelés végén az általánosan elfogadottan megfelelőnek tekinthető $0^\circ \pm 5^\circ$ tartományba esik.

A csoportokba való beválasztás két randomizációs számsor alapján történt. Az egyik csak a kiosztási sorrendet és kezelési kódokat sorolt, a másik ezek mellett az alkalmazandó kezelést is tartalmazta. Besoroláskor a betegek random kódot kaptak és majd csak a kezelés megkezdése előtt lett visszafejtve a második állományból az alkalmazandó kezelési módszer (CPM, vagy CPM+HVD+EHR).

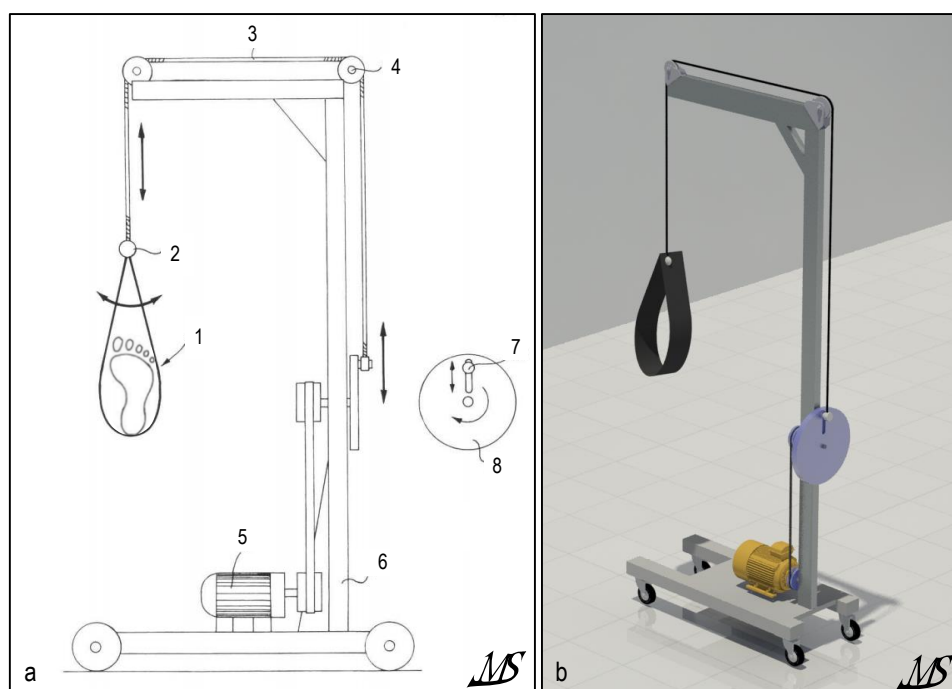
4.2.3. A Heel Vibrating Device (HVD) bedside változata

4.2.3.1. A berendezés kifejlesztése

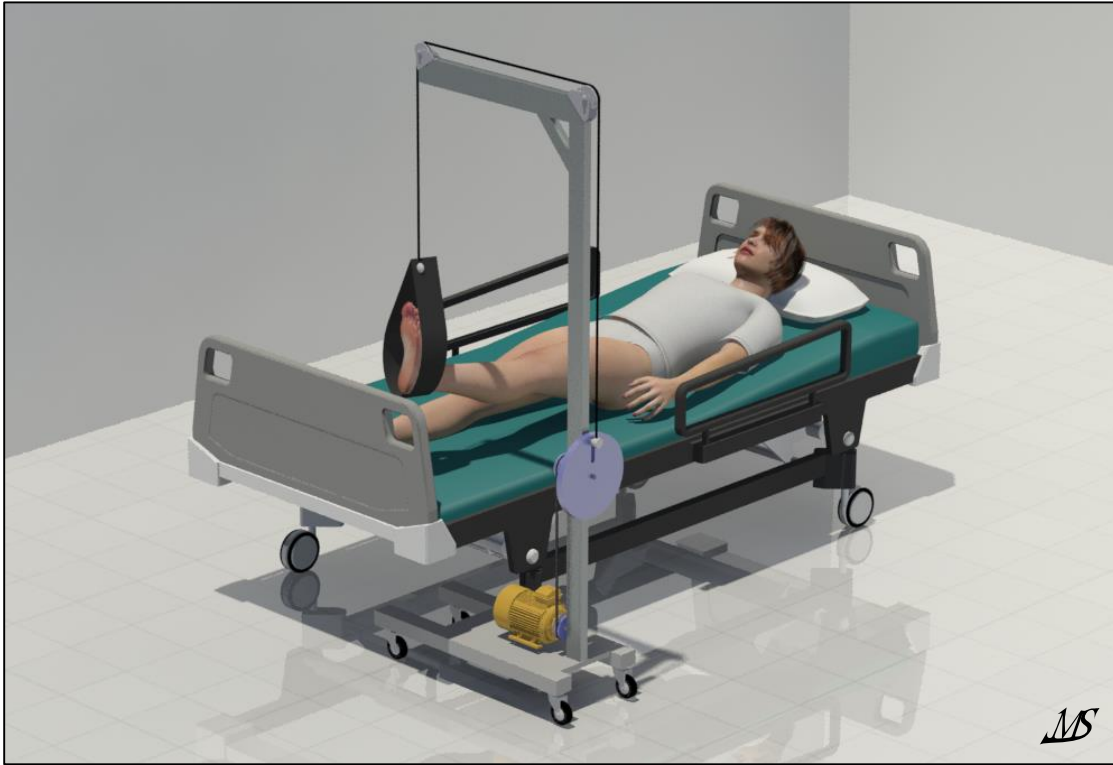
A klinikai vizsgálatokban is szereplő HVD rendszert a használat közben összegyűlt tapasztalatok alapján megpróbáltuk továbbgondolni, továbbfejleszteni. Ennek nyomán a rendszerrel szemben további követelmények, illetve egyszerűsítési elvek fogalmazódtak meg az alábbiak szerint:

- az eszköz ne legyen helyhez kötött, mobilizálható legyen (*bedside* kivitell),
- egyetlen egységként lehessen kezelni a hardvert, ne legyenek különálló egységek (az előző kivitelben a mechanikus rész mellett két, az elektromos egységeket tartalmazó doboz tartozott a rendszerhez)
- a mozgatót egy kengyelen keresztül, felülről valósuljon meg.

Ezeket a követelményeket figyelembe véve a 24. és 25. ábrán látható vázlatból, illetve koncepció modellből indultunk ki.



24. ábra. A HVD berendezés továbbfejlesztett koncepciója rajzon (a) és 3D modellen (b)
 1: saroktartó heveder 2: saroktartó-kötél csatlakozás 3: kötél 4: csiga 5: motor
 6: állvány 7: állítható csap 8: forgó tárcsa



25. ábra. A HVD berendezés továbbfejlesztett koncepciója használat közben

A koncepciót még tovább gondolva további egyszerűsítést alkalmaztunk:

- a motort az állvány felső, vízszintes részére rögzítettük, ami egy kulisszás mechanizmuson keresztül egy láncsal közvetlenül a saroktartó hevederhez kapcsolódik, így csak egy elektromos vezeték megy fel a motorhoz, nincs szükség kötélre, így minden, a kötéllal kapcsolatos problémát kiküszöböltünk (burkolat szükségessége, megvezetés, stb.)
- egy megfelelő, változtatható sebességű bolygóműves motor alkalmazásával az alternáló mozgást megvalósító kulisszás mechanizmust egybeépítettük a motor tengelyével, így az is a keret vízszintes részére került, a motorral egy burkolaton belülre.

A 12 V-os motorhoz szükséges tápellátást végző tápegység az egyenletesebb súlyeloszlás miatt a keret alsó részén kapott helyet (2. függelék).

4.2.3.2. A HVD bedside változatának klinikai tesztje

A továbbfejlesztett, mobilis prototípussal végrehajtottunk egy újabb klinikai tesztet, ezúttal 64 beteg bevonásával, melynek vizsgálati protokolljában néhány alapvető változtatást vezettünk be az első sorozathoz képest. Az új elképzelés szerint annak érdekében, hogy a térd mozgástartományát érintő passzív kézi gyógytorna ne torzítsa az eredményeket, a betegek hétnapos rehabilitációs időszakát két részre bontottuk. Az első öt napon szinte ugyanaz történt, mint az előző vizsgálat sorozatban, azaz a vizsgálatban szereplő mindkét csoport hagyományos gyógytornában+CPM kezelésben részesült, valamint az új berendezéssel kezelendő HVD csoport naponta 2x10 perc kezelést kapott az új, mobilis HVD-vel. Az egyetlen különbség a passzív gyógytorna elhagyása volt mindkét csoportban.

A kezelés második szakaszában szükség esetén passzív tornáztatást is alkalmaztak az esetleges extenziós elmaradások kiküszöbölésére, de a két csoport tornáztató gépekkel való kezelése az első fázisnak megfelelően folytatódott.

A két csoport közötti különbséget az első és az ötödik napon – azaz az utolsó olyan napon, amikor passzív gyógytornában még nem részesültek a betegek – készült röntgenfelvételeken mérhető flexiós kontraktúra szögek alapján ítéltük meg. Ezzel a méréssel azt állapítottuk meg, hogy a kezelés során a csak CPM-mel, valamint a CPM-mel és HVD-vel is kezelt csoportban mekkora szögérték-javulás tapasztalható a térd extenzióját illetően. Az így kapott adatokat kétmintás t-próbával 5%-os szignifikanciaszint mellett hasonlítottuk össze.

4.2.4. A Knee Moving Device (KMD)

Eközben egy újabb irányban is elindítottunk az alapkoncepcióra épülő eszköz-

fejlesztést. Elkezdtünk egy olyan, a térd teljes mozgásterjedelmét átfogó szerkezetet tervezni, amely egyben tartalmazza a már ismertetett rendszer rezgető funkcióit is.

A szerkezettel szemben támasztott követelményeket a következők szerint fogalmaztuk meg:

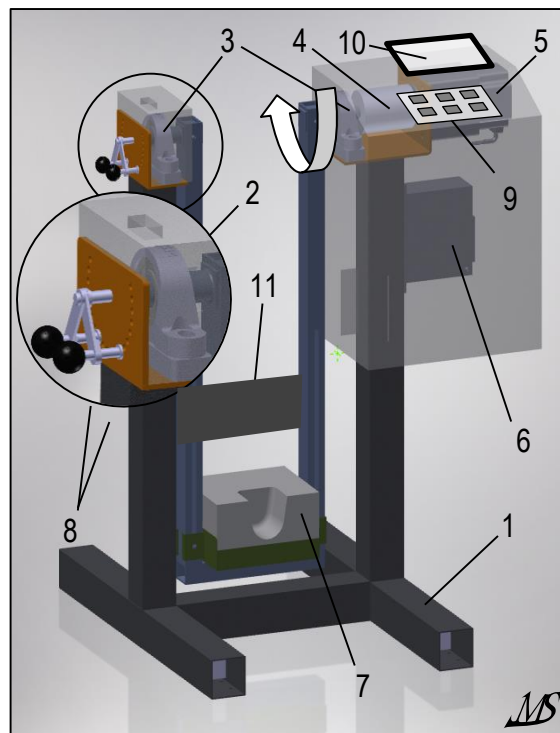
Általános követelmények

- A szerkezetnek biztonsággal meg kell tartania a beteg alsóvégtagjának súlyát, a beteg helyzete stabil legyen fekvés, fél-fekvés és ülés során is.
- A szerkezet mozgatható, ugyanakkor rögzíthető is legyen bármely pozícióban. Ágy, és szék előtt működéskész állapotra beállítható legyen.
- Alkalmazkodnia kell a különböző testméretű betegekhez. A lábszártartó hossza állítható legyen.

Speciális követelmények

- Biztonsági berendezések áramkimaradás és vészhelyzet esetére: Vészkapcsolók, végállás-kapcsolók, áramfüggetlen, mechanikus megoldások.
- Rendelkezzen a vezérelt mozgásokat megvalósító lábszártartóval.
- A lábszár a forgatások és rezegtetések alkalmával is stabilan, és a beteg számára kényelmesen rögzüljön a lábszártartóban.
- A berendezés legyen alkalmas a jobb- és a bal térd (nem egyidőben történő) mozgatására is.
- Csendes működésű legyen
- Egyszerű legyen a kezelése
- A lábszár a mozgató erők a sarkon és a lábszár elülső részén adódnak át.

A szerkezet legfontosabb funkciója a lábszár mozgatása, mégpedig szabályozott körülmények között. A mozgatás kétféleképpen valósul meg. A főmozgás a lábszár térd körüli forgatása adott szögtartományban (a vízszinteshez képest -10° -tól $+120^{\circ}$ -ig), megfelelő sebességtartományban ($1^{\circ}/s$ - $30^{\circ}/s$). A mellékmozgást pedig a holtpontokon történő vibráltatás, rezegtetés teszi ki, amely szintén szabályozottan történik az adott beteg rehabilitációját leginkább segítő frekvencia- és amplitúdó paraméterekkel (max. 2 cm-es amplitúdó és max. 2 Hz frekvencia). A berendezés általunk megépített prototípusa alapvetően egy léptetőmotor által mozgatott karra épül, amely extenzió irányába egy saroktartó, flexiós irányban pedig egy heveder segítségével valósítja meg a mozgatást. A rendszert a mechanikus szerkezettel egybeépített számítógép vezérli, amellyel egy érintőképernyős monitoron keresztül valósul meg a kommunikáció (26. ábra, 3. függelék).



26. ábra. A Knee Moving Device felépítése

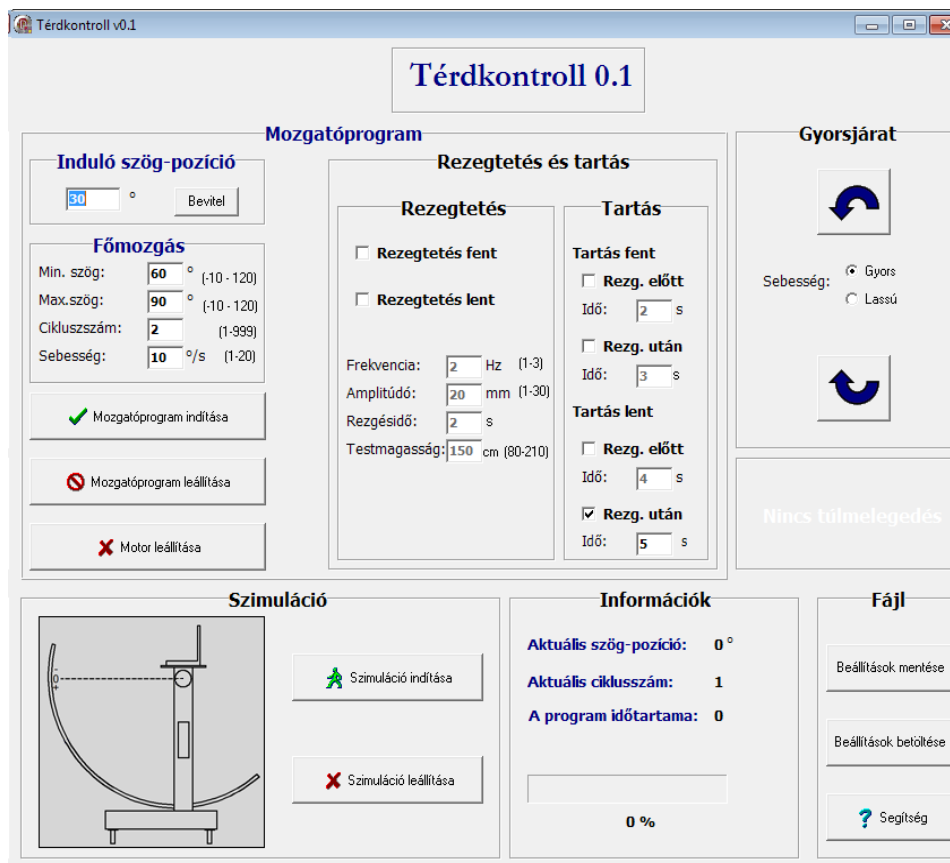
1: alapkeret 2: mozgatókar 3: csapágyazás 4: tengelykapcsoló 5: motor 6. motorvezérlés + beépített számítógép 7: saroktámasz 8: mechanikus határolók végállás-kapcsolókkal 9: vezérlőpanel 10: érintőképernyős monitor 11: flexiós heveder

A KMD berendezés használata ágy szélén, vagy széken ülve is megvalósulhat, de lehetőleg a comb rögzítését a mozgatás közben biztosítani kell (27. ábra). A legmegfelelőbb a beteg elhelyezésére egy olyan szék, amelynek változtatható a magassága anélkül, hogy fel kellene állni róla (ilyen tulajdonsággal rendelkeznek például a fodrázatokban használatos székek is).

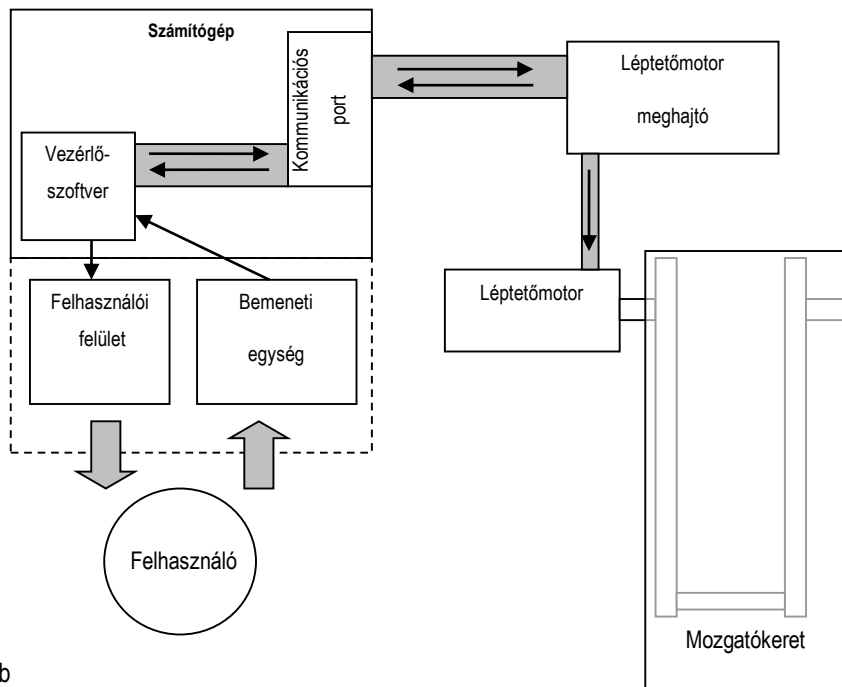


27. ábra. A KMD használat közben

Az eszköz vezérlése az erre a célra írt szoftverrel, a számítógép párhozamos portján kiadott impulzusok révén valósul meg. A rendszer lehetővé teszi az aktuális szögértékek beolvasását, valamint a motor túlmelegedésének jelzését is (28. ábra).



a



b

28. ábra. A KMD vezérlőszoftvere (a) és a rendszer elvi felépítése (b)

5. EREDMÉNYEK

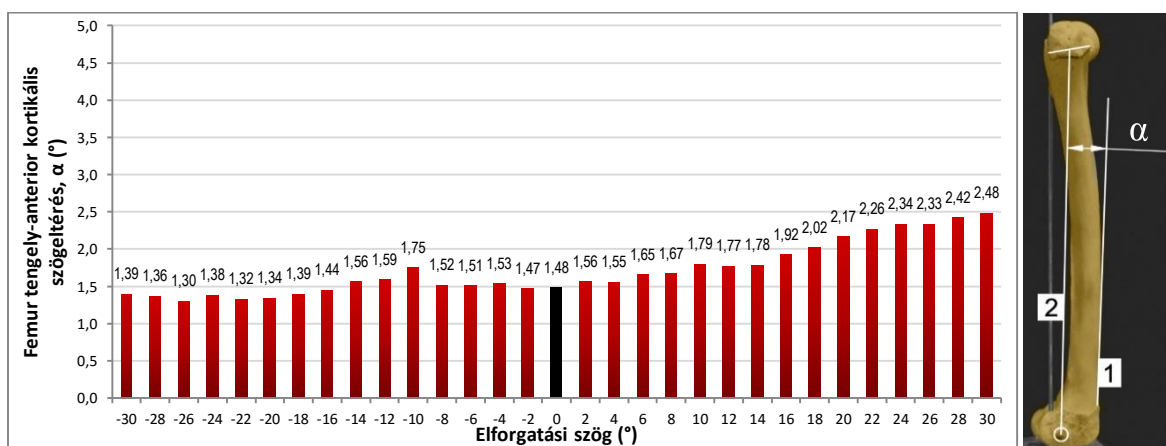
5.1. A térd extenziós szögének mérése röntgenfelvételek alapján

A térd hajlítási szögének mérésére irányuló kísérletek során az első mérési sorozatban 10 száraz femuron és 10 száraz tibia-fibula páron 481, a másodikban idealizált műanyag csontokból álló alsóvégtagon 155 digitális szögmérést végeztünk, az alábbi eredményekkel.

5.1.1. A comb és a lábszár valós és látszólagos oldalirányú tengelyének vizsgálata

A vizsgálat során azt mértük le, hogy a pontos oldalirányhoz képest kétfokongént $\pm 30^\circ$ -ig elforgatott combcsont és lábszár (tibia+fibula) tengelye mennyire pontosan állapítható meg a rövid röntgenfelvételeken is viszonylag könnyen be rajzolható vonalak alapján (12. ábra). A számítások során, illetve az eredmények kimutatásakor minden esetben mind a 10 csonton, illetve csontpáron mért értékek átlagát vettük alapul.

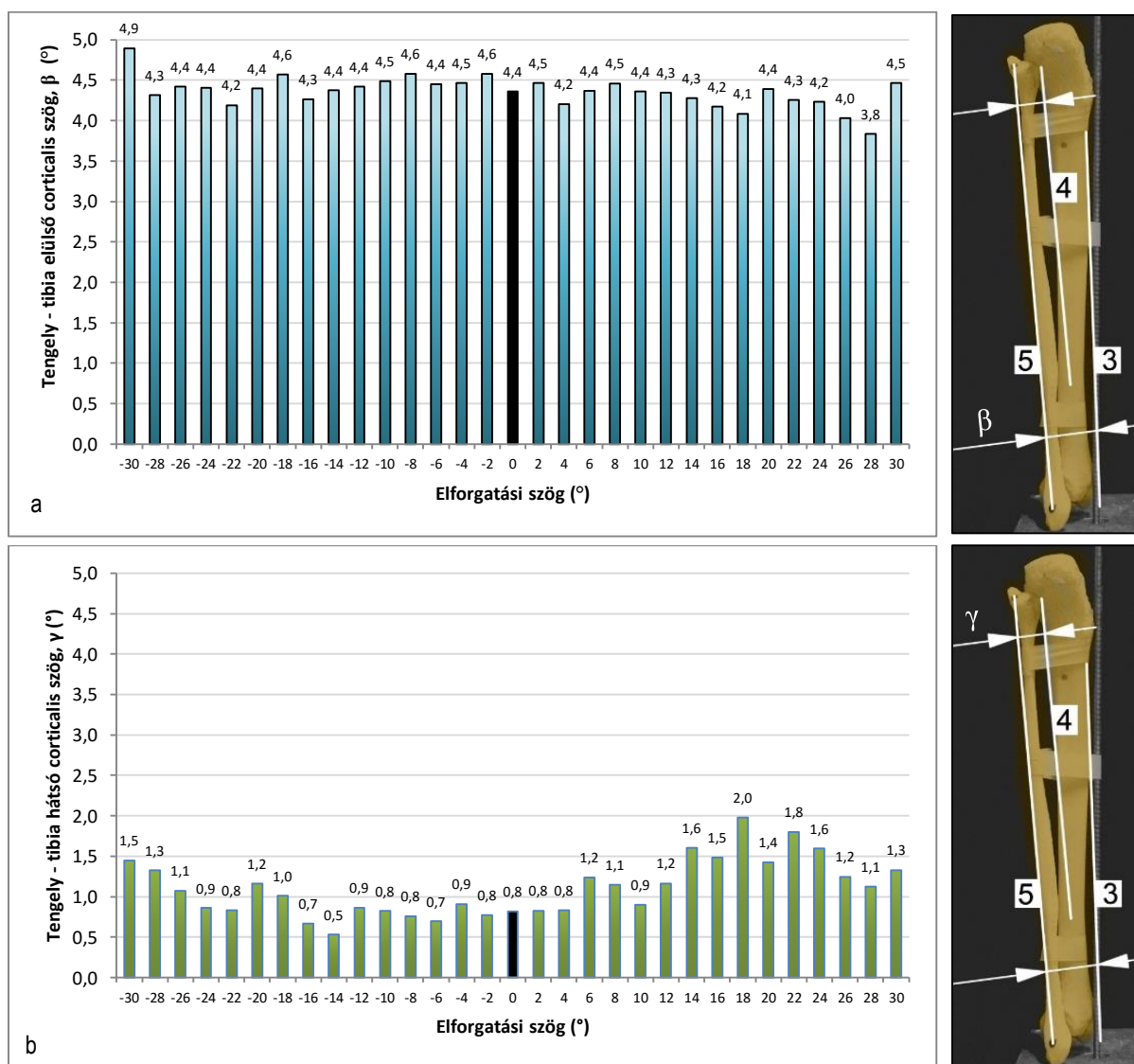
A vizsgált combcsontok esetében azt tapasztaltuk, hogy a combcsont elülső sziluettje és a nagytompor-epicondylus által meghatározott tengely által bezárt szög $1,4^\circ$ és $2,5^\circ$ között változik (min = $1,39^\circ$, max = $2,48^\circ$, átlag = $1,71^\circ$, SD = $0,36^\circ$), attól függően, hogy mennyire pontosan oldalról szemléljük azt (29. ábra).



29. ábra. A combcsont elülső sziluettje és a nagytompor-epicondylus által meghatározott tengely által bezárt szög a fix nézőponthoz képest történt elforgatás függvényében

A lábszár esetén a méréseink azt mutatták, hogy a lábszár valós tengelye és a tibia elülső corticalisa által meghatározott egyenes által bezárt szögre az oldalnézettől való eltérés nincs igazán hatással. A szögérték mindvégig $4,4 \pm 0,5^\circ$ volt (min = $3,8^\circ$, max = $4,89^\circ$, átlag = $4,36^\circ$, SD = $0,19^\circ$).

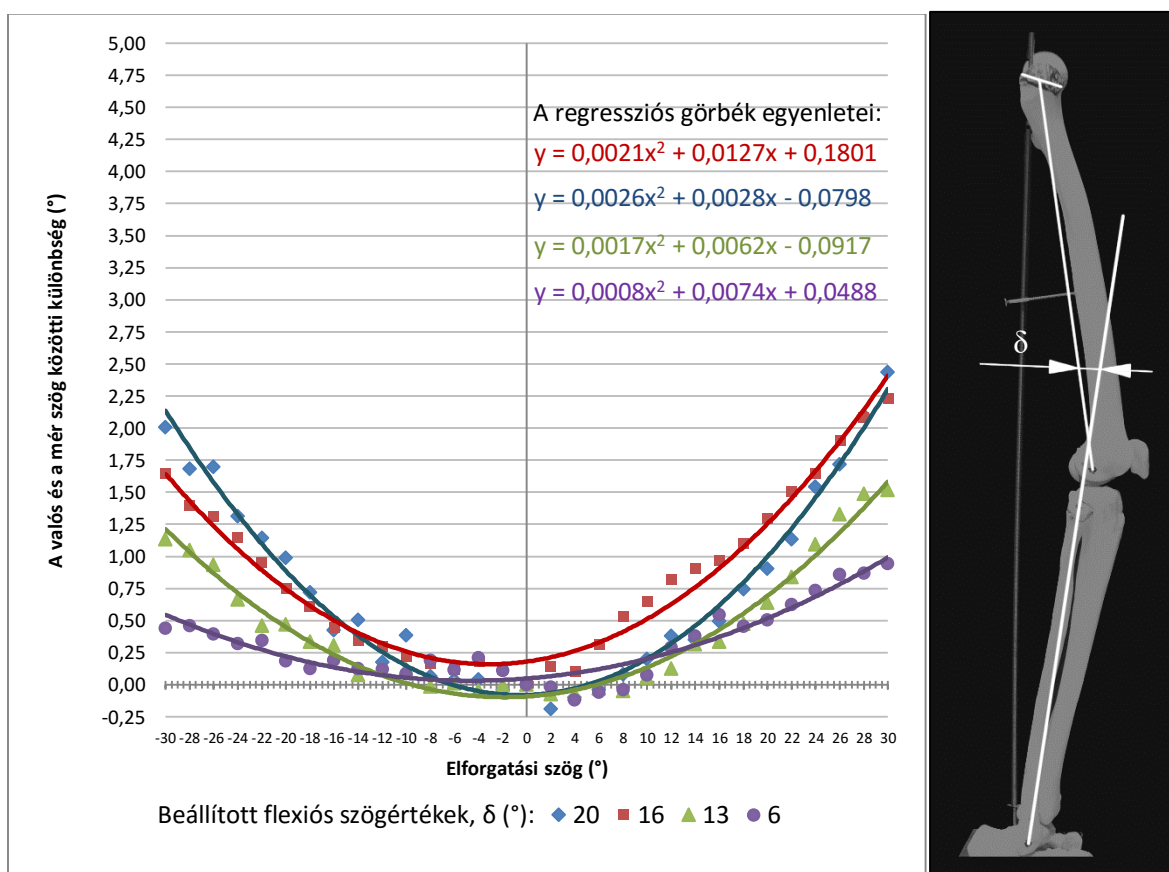
A hátsó corticalis és a lábszár tengelye közötti szög az előzőnél jóval kisebbnek adódott: $0,5$ - 2° között változott (min = $0,53^\circ$, max = $1,98^\circ$, átlag = $1,11^\circ$ SD = $0,35^\circ$), és szintén nem volt kifejezett összefüggés a pontosan oldalról, illetve az attól eltérő szögből történő mérések között (30. ábra).



30. ábra. A lábszár tengelye, valamint a tibia elülső (a) és hátsó (b) corticalisára húzott egyenesek közötti szögérték-eltérések a fix oldalirányú nézőponthoz képest történt elforgatás függvényében
 3: a tibia elülső proximális élére illeszthető félegyenes 4: a tibia hátsó proximális élére illeszthető félegyenes 5: a fibulafej és a külboka közé húzható szakasz β : a 3 és 5 γ : a 4 és 5 szakaszok által bezárt szög

5.1.2. A térdhajlítás szögének mérése különböző vetületekben

A műanyag csontokból összeállított térd flexiós szögének változását vizsgálva azt tapasztaltuk, hogy a valós és a mért flexiós szögek közötti különbség, azaz a tévedés és a nézőpont oldaliránytól való eltérése között másodfokú függvénykapcsolat áll fenn, a függvényt ábrázolva parabolát kapunk (31. ábra). A méréseink azt igazolták, hogy minél nagyobb a térd flexiós szöge, annál nagyobb lehet tévedni a szög megállapításakor, ha nem pontosan oldalról készül az adott felvétel. Ugyanakkor a tévedés mértékéről elmondhatjuk, hogy ha 20°-os flexiós szögről van szó, és 30°-os szögeltéréssel készül a röntgen-, vagy fényképfelvétel, akkor is csak maximum 2,5° az eltérés.



31. ábra. A beállított flexiós szögérték, valamint a fényképeken mérhető szögérték közötti eltérések a fix nézőponthoz képest történt elforgatás függvényében

A pontos értékeket a különböző hajlítási szögeknél a 2. táblázat tartalmazza.

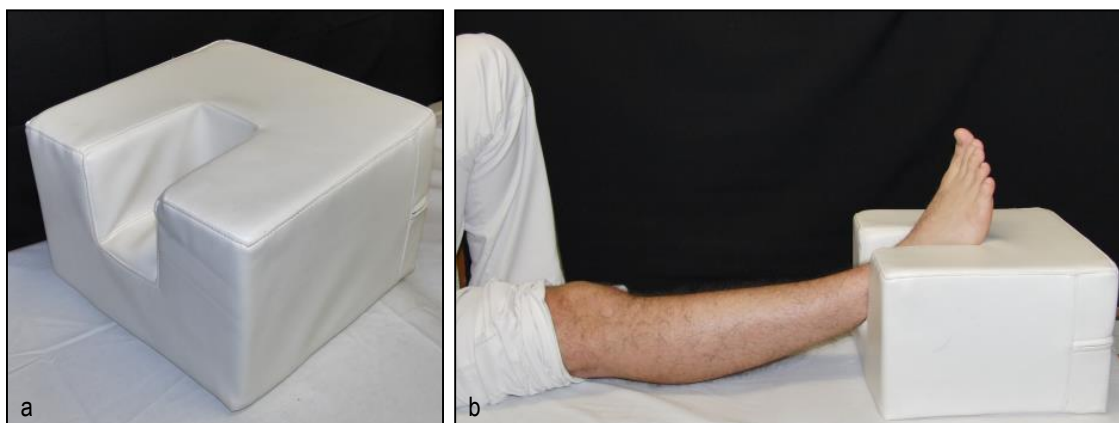
Beállított flexiós szög (°)	A mért (látszólagos) és a beállított (valós) flexiós szög különbsége			
	Maximum (°)	Minimum (°)	Átlag (°)	Szórás (°)
20	2,47	-0,19	0,73	0,75
16	2,22	0,00	0,83	0,65
13	1,52	-0,08	0,44	0,50
6	0,94	-0,12	0,30	0,28
3	0,26	-0,26	0,01	0,14

2. táblázat. A valós és a mért szög közötti különbség különböző térd flexiós szögek esetén

5.2. A flexiós kontraktúra kezelését szolgáló rehabilitációs eszközök kifejlesztése

5.2.1. Az *Elevated Heel Rest* (EHR)

Az *Anyagok és módszerek* fejezetben ismertetett, a 16. ábrán látható koncepció alapján keményszivacsból, műbőr bevonattal készítettük el az EHR-t (32. ábra), amelyet egyrészt a HVD kezelések mellett alkalmaztunk legalább napi egy órán keresztül, másrészt a röntgenfelvételek készítésekor a sarok alátámasztására.



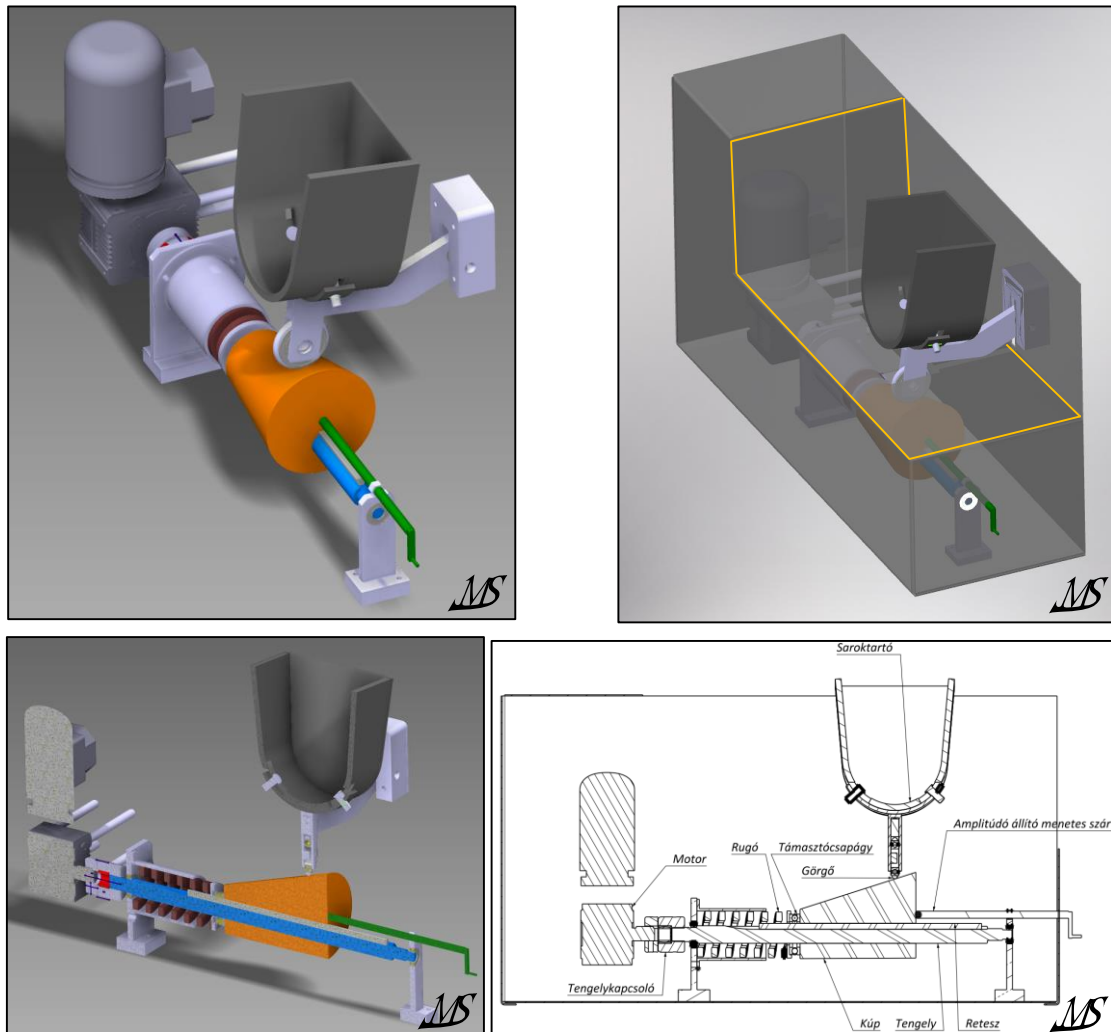
32. ábra. Az elkészült EHR (a) és használata (b)

A tapasztalat azt mutatta, hogy a segédeszköz kiválóan alkalmas a térd haránttengelyének vízszintesben tartására, így a kezelést a kiegészítő szerepén túl a posztoperatív oldalirányú nyújtott röntgenfelvételhez való végtagpozícionálásnak is hatékony segédeszköze.

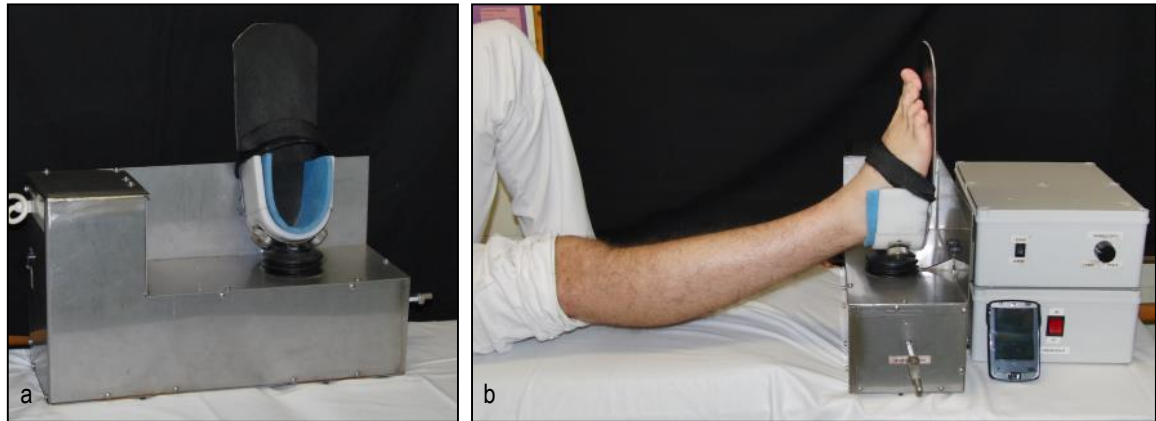
5.2.2. A Heel Vibrating Device (HVD) ágyhoz kötött változata

5.2.2.1. A berendezés kifejlesztése

A tervezés során kiválasztott egyenáramú motor, illetve annak nyomatéka, teljesítménye a tesztek során teljes mértékben megfelelőnek bizonyult. A végső konstrukcióban a motor és a két csapágyház a rozsdamentes lemezburkolaton rögzülnek, illetve a saroktámasz csapágyháza is a burkolaton került elhelyezésre (33. ábra). A burkolat megbontása a saroktámasznál lévő L alakú (a 33. ábrán sárgával körberajzolt) lemez eltávolításával valósítható meg. A szerkezet az amplitúdó állítását 5-30 mm közötti tartományban teszi lehetővé. A teljes rendszer prototípusa az elektronikai egységekkel és a PDA-val a 34. ábrán látható.

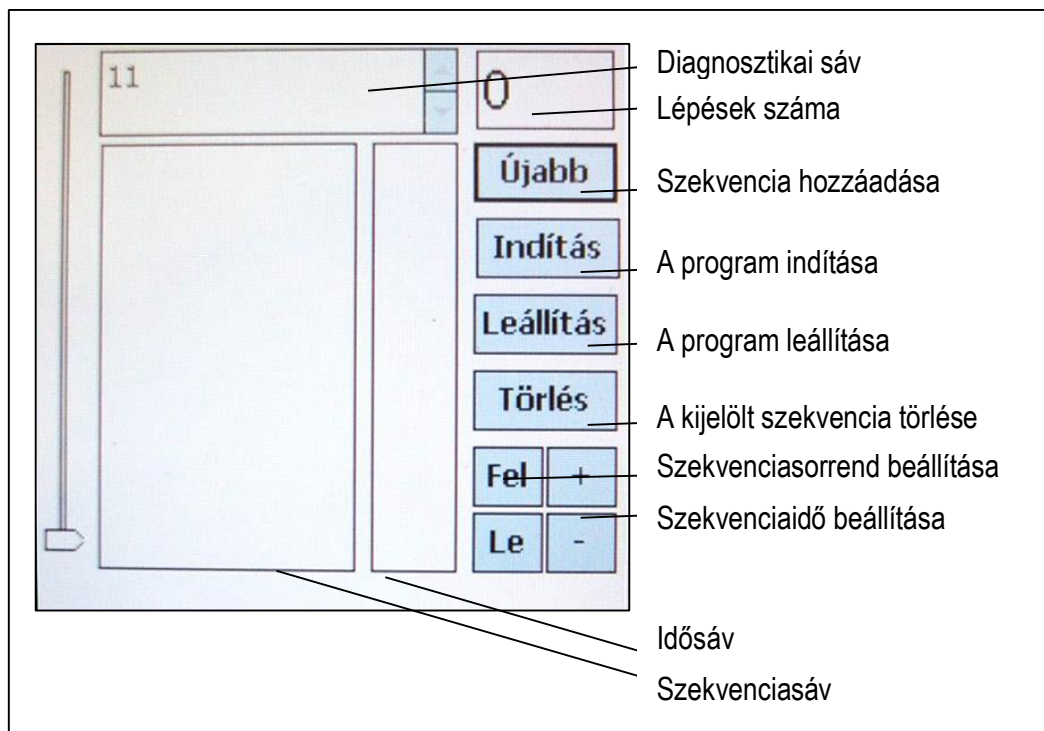


33. ábra. A Heel Vibrating Device felépítése



34. ábra. A HVD prototípusa (a) és használata (b)

A HVD-hez kapcsolódó PDA-n futtatható kezelési program képernyője a 35. ábrán látható.



35. ábra. A Heel Vibrating Device PDA-n futó vezérlőszoftvere

A tornáztató-programok összeállítása szekvencia alapú. Az egyes szekvenciák felvételekor meg kell adni, hogy az adott modul végrehajtása során a négy se-

bességfokozat (frekvenciafokozat) közül melyikkel működjön a berendezés (nagyon lassú: 0,5 1/s, lassú: 1 1/s, közepes: 1,5 1/s és gyors: 2 1/s), vagy álló motor mellett várjuk ki a szekvencia végét (mozgatás nélküli pihentetés, ekkor lényegében a HVD a EHR funkcióját veszi át). A frekvencia megadása után az adott szekvenciához egy időtartamot is hozzá kell rendelnünk.

Egy tipikus kezelési program, amelyet alkalmaztunk, három szekvenciából állt, a következők szerint:

1. Bemelegítő fázis lassú fokozattal 2 percig
2. Gyors fokozattal a fő kezelési fázis 6 percig
3. Közepes, vagy lassú fokozattal a levezető fázis 2 percig.

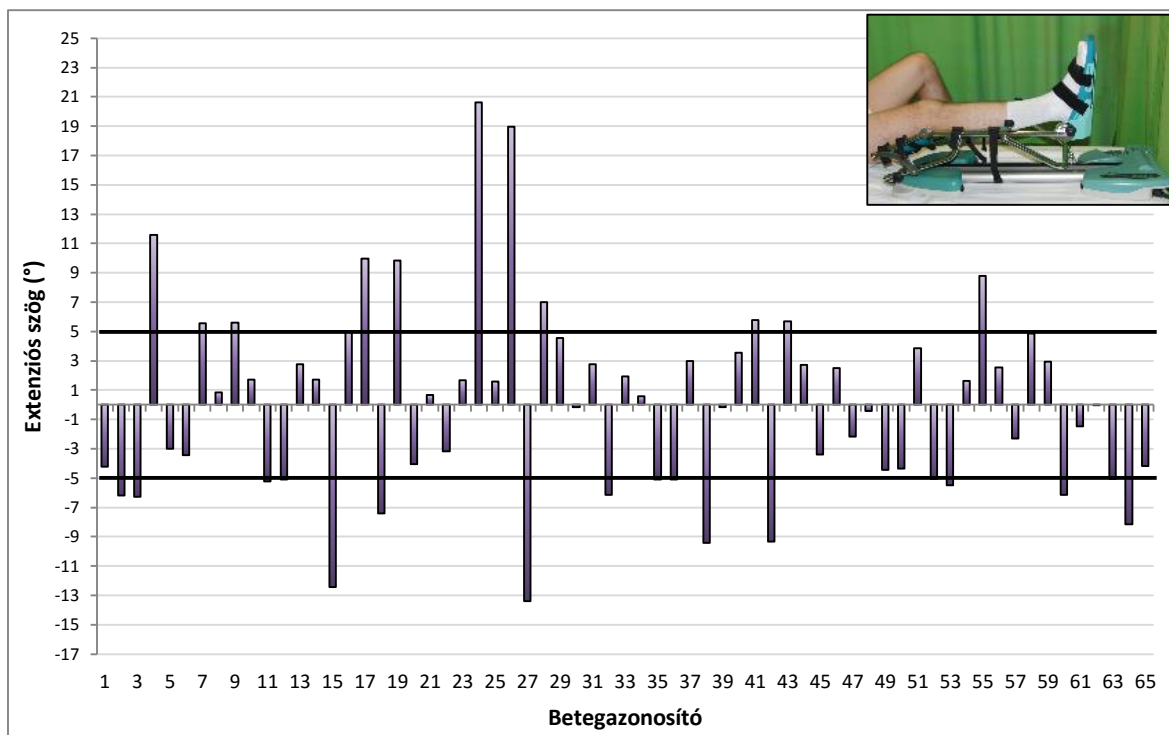
A program összeállítása és az amplitúdó kézi beállítása után a kezelés indítását és leállítását is a PDA használatával hajthatjuk végre.

A rendszer klinikai tesztjei előtt a biztonságtechnikai előírásoknak megfelelően érintésvédelmi felülvizsgálatot végeztettünk.

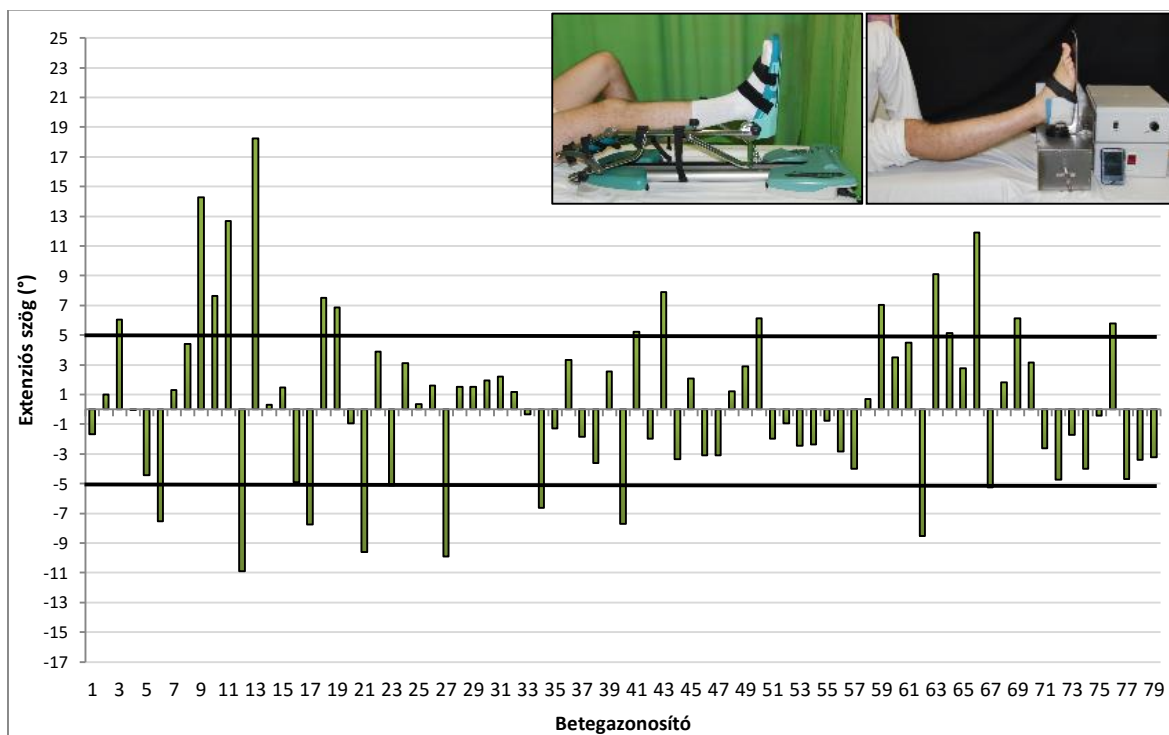
5.2.2.2. A HVD ágyhoz kötött változatának klinikai tesztje

A szokásos CPM, valamint az ágyra helyezhető HVD berendezéssel és az EHR-rel kiegészített egy hetes kezelés végén a teljes nyújtáskor mért extenziós szögértékeket az egyes csoportokra vonatkozóan a 36. és 37. ábra szemlélteti.

A randomizálás sajátosságai miatt a csak CPM kezelésben részt vevők csoportjába 65, míg a HVD és EHR kezeléssel kiegészített csoportba 79 beteg lett besorolva.



36. ábra. A hét napos, csak CPM kezelés végén az egyes betegeknél a térd teljes nyújtáskor mért extenziós szögtértékek (negatív tartomány: hiperextenzió)



37. ábra. A hét napos, HVD-vel és EHR-rel kiegészített CPM kezelés végén az egyes betegeknél a térd teljes nyújtáskor mért extenziós szögtértékek (negatív tartomány: hiperextenzió)

Az eredményt jellemző főbb statisztikai számokat a 3. táblázatban foglaltuk össze. A kiértékeléskor a klinikákon szokásos gyakorlatnak megfelelően értékeltük a lemért szögeket. Ennek megfelelően a kezelést követően mérhető szögre vonatkozóan a 0° -os ideális állapothoz képest a $\pm 5^\circ$ -os tartományban lévő értékeket tekintettük „megfelelő” eredménynek.

	csak CPM-mel kezelt (kontroll) csoport	CPM+kiegészítő kezelésben részvett csoport
kezeltek száma	65	79
a $0^\circ \pm 5^\circ$ tartományba eső extenziós szögek száma	34	53
a $0^\circ \pm 5^\circ$ tartományba eső extenziós szögek aránya	52,31%	67,09%

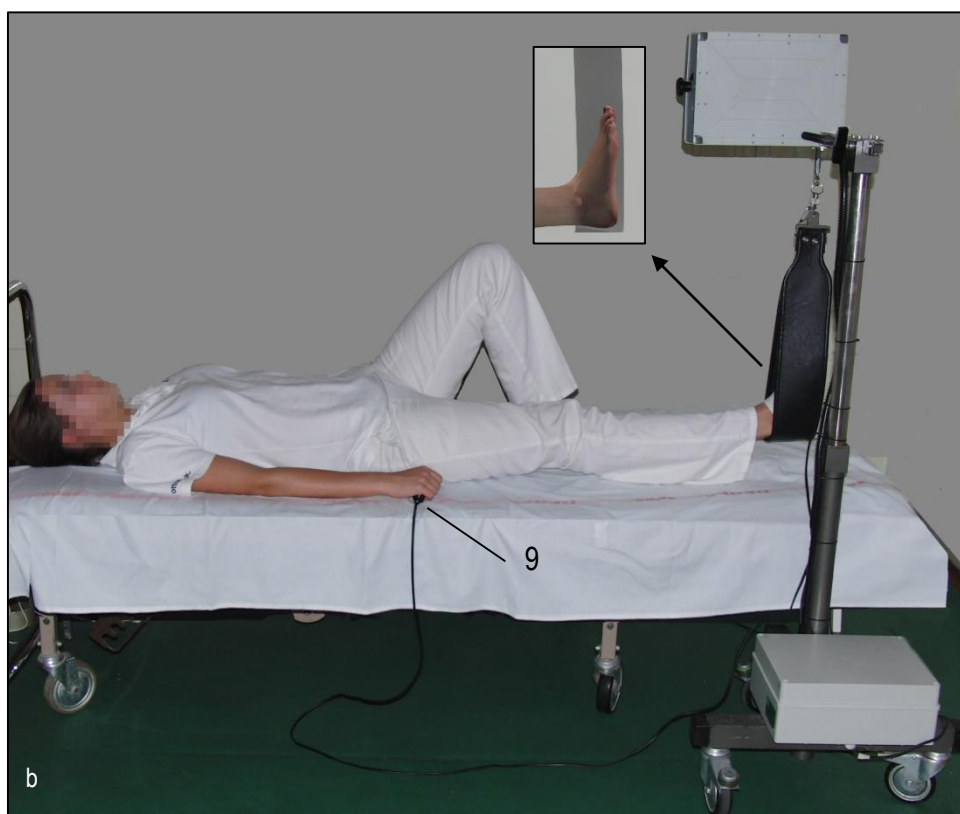
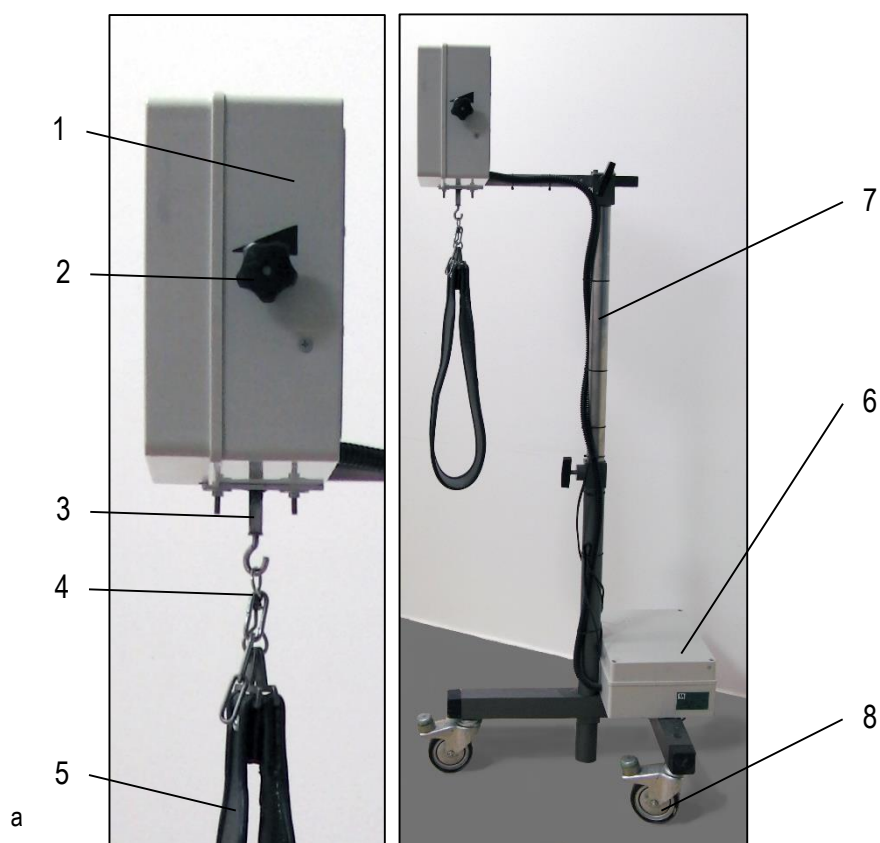
3. táblázat. A statisztikai minta jellemző adatai

A minta alapján a nullhipotézis, miszerint a két csoportban ugyanannyi esetben mérhető hazaengedéskor $0^\circ \pm 5^\circ$ értékű extenziós szög, 5%-os szignifikancia-szint mellett egyoldali, kétmintás aránypróbával elutasításra került ($p=0,0355$). A minta alapján a két eljárás között tehát szignifikáns eltérés mutatható ki: a CPM + HVD + EHR rendszerrel kezelt csoportban a megfelelőnek mondható szögek aránya szignifikánsan magasabb.

5.2.3. A Heel Vibrating Device (HVD) bedside változata

5.2.3.1. A berendezés kifejlesztése

A fejlesztési folyamat eredményeképpen elkészítettük a 38. ábrán látható prototípust. Az eszköz kivitelezése során sikerült megvalósítani a célkitűzéseinket, és az előzetes elvárásoknak megfelelően, problémamentesen működik.



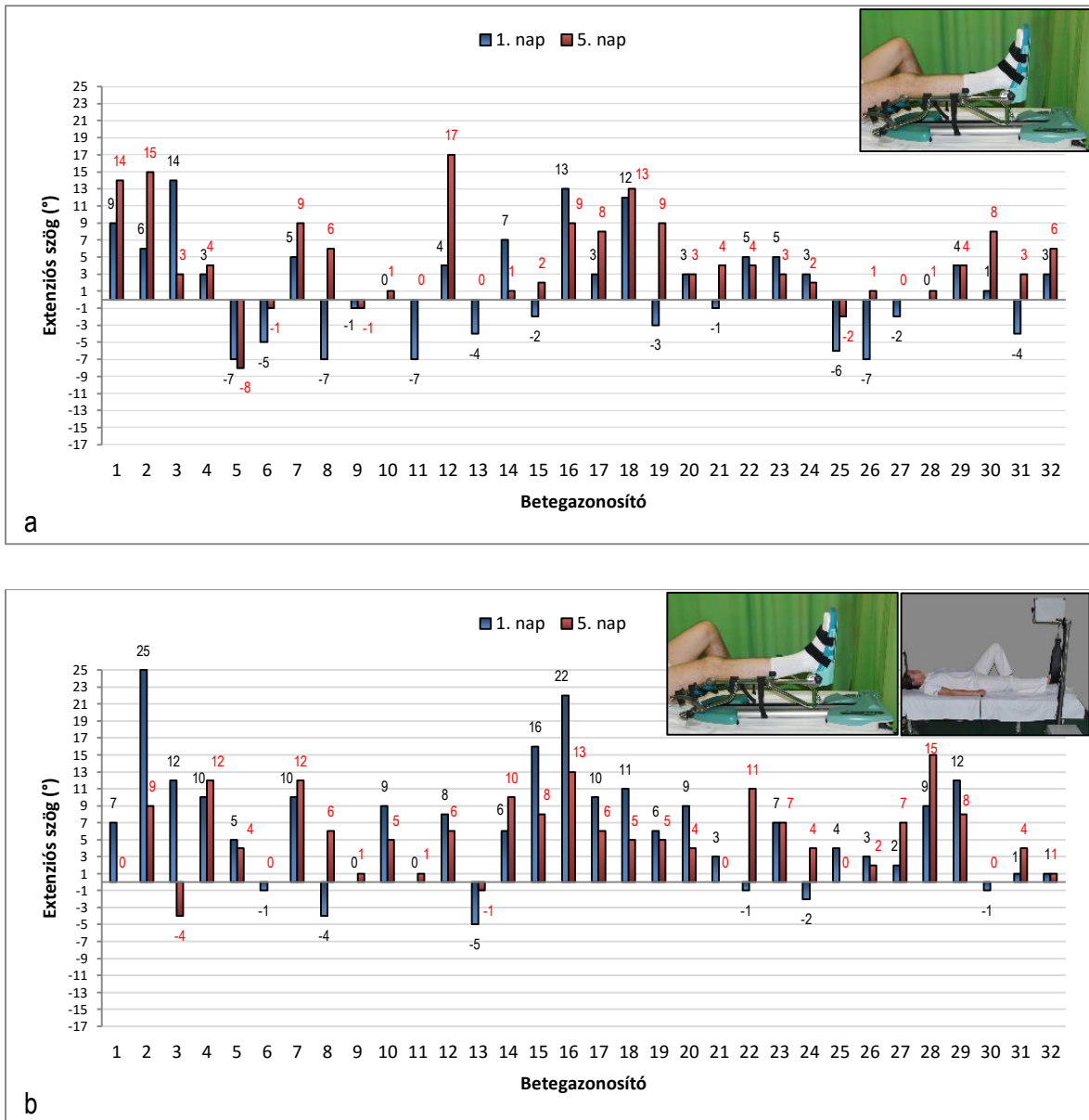
38. ábra. A bedside HVD prototípusának felépítése (a) és használata (b)
1: motorburkolat 2: frekvenciaállító gomb 3: mozgatórúd 4: lánc 5: saroktartó heveder
6: tápegység 7: állvány 8: kerék 9: működtető kapcsoló

A *Heel Vibrating Device* ágy mellett működtethető változata az elvárásoknak megfelelően a mozgatót egy 12 V-os motorral, a hozzá kapcsolódó bolygóművön és kulisszás mechanizmuson keresztül valósítja meg, a szükséges feszültséget az állvány alsó részére rögzített tápegység biztosítja. Az ágyra helyezhető konstrukcióhoz hasonlóan az amplitúdó (álló motor mellett) 0,5 és 3 cm között állítható, a rezgetés frekvenciája menet közben is változtatható 1 Hz és 3 Hz között. A működtetés egy lengő kapcsoló segítségével valósul meg, amely kezelés közben a betegnél vészkapcsolóként funkcionál. A vonatkozó jogszabályok értelmében a berendezésen használatba vétel előtt érintésvédelmi felülvizsgálatot végeztettünk.

5.2.3.2. A HVD mobil változatának klinikai tesztje

A HVD továbbfejlesztett, az ágy fölé benyúló konzollal rendelkező változatával végrehajtott klinikai vizsgálat eredményeit a 39. ábrán látható diagramokban foglaltuk össze. A módszertani változtatások (a kezelés első szakaszában a passzív kézi nyújtás elhagyása) miatt ebben a kísérletsorozatban az eredmények feldolgozásakor elsősorban az extenziós szögnek a kezelés során történő változására koncentráltunk. Ennek megfelelően a kiértékeléskor a kezelések elején és végén mért szögértékek közötti különbség, azaz az extenziós szög javulását, illetve romlását vettük alapul (40. ábra).

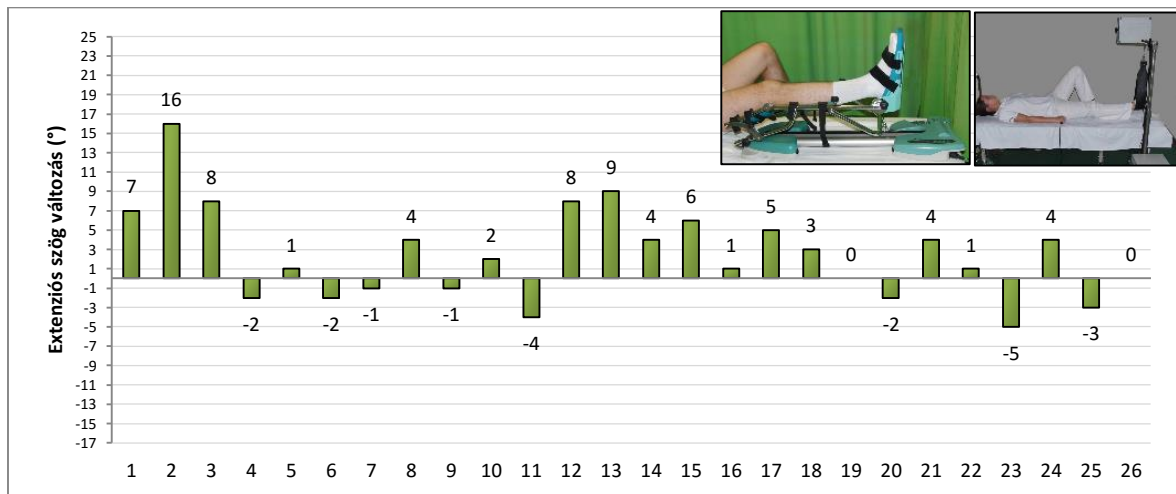
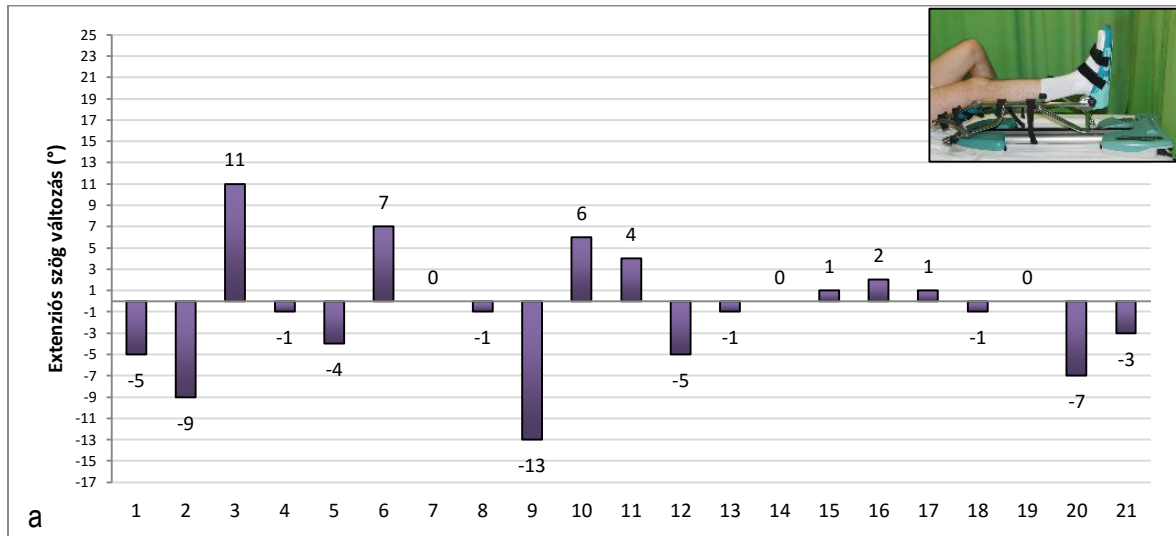
Az alábbiakban ismertetett eredmények a klinikai vizsgálat első fázisára, az első 64 betegre vonatkoznak. A minél pontosabb statisztikai feldolgozás miatt szándékunkban áll a jelenleg már folyamatban lévő következő fázisban további betegek bevonásával a tesztek kiterjesztése.



39. ábra. A bedside HVD-vel végrehajtott klinikai vizsgálat részeredménye:
a kezelés elején és végén mért extenziós szögek (negatív tartomány: hiperextenzió)
a. csak CPM berendezéssel kezelt betegek
b. a bedside HVD-vel kiegészített CPM kezelésben részesült betegek

Annak érdekében, hogy a flexiós kontraktúra kezelésének hatékonyságát meg tudjuk ítélni, megvizsgáltuk, hogy a kontraktúrával rendelkező betegek (akiknél az első napon mért extenziós szög nagyobb volt nullánál) kezelési hatékonysága hogyan alakult a két csoportban. Az így kapott eredményeket a 38. és 39. ábrán ábrázoltuk. Amennyiben a kezelés eleje és vége között mérhető szögváltozás a

javulás, a teljes nyújtás irányában tapasztalható, pozitív értékkel szerepel a változás, ha pedig ellenkező irányban, akkor negatív a változás mértéke.



40. ábra. A bedsie HVD-vel végrehajtott klinikai vizsgálat részeredménye:
a kezelés elején extenziós elmaradással rendelkező betegek esetén mért extenziós szög változása
(pozitív tartomány: javulás, negatív tartomány: romlás)
a. csak CPM berendezéssel kezelt betegek
b. bedsie HVD-vel kiegészített CPM kezelésben részesült betegek

A két kezelési módszer alkalmazásával a fentiek szerint nyert szögváltozás-adatakon kétmintás t-próbát végrehajtva a 4. táblázatban lévő eredményeket kaptuk.

	Kezelés	
	CPM	CMP + bedside HVD
Várható érték (átlag)	-0,857	2,423
Variancia	29,528	22,651
Adatok száma	21	26
t érték	2,2050	
p egyszélű	0,0163	
t _{krit} egyszélű	1,6794	
p kétszélű	0,0326	
t _{krit} kétszélű	2,0141	

4. táblázat. A bedside HVD-vel kiegészített, és a csak CPM-mel kezelt csoport statisztikai összehasonlítása kétmintás t-próbával

A csak CPM-mel kezelt csoportban az extenziós szögértéket tekintve összességében átlagosan mintegy 0,85°-os romlás tapasztalható, míg a HVD-vel kiegészített csoportban 2,4° az átlag javulás. A két csoport eredményi között kétszélű esetben is szignifikáns a különbség 5% szignifikanciaszinten ($p=0,0033$), azaz a HVD-vel is kezelt csoportban a térd extenziós szögére vonatkozó javulás szignifikánsan nagyobb.

5.2.4. A Knee Moving Device (KMD)

A kezdeti szempontok és a Heel Vibrating Device-ok használata során összegyűlt tapasztalatok alapján a 41. ábrán látható prototípust fejlesztettük ki, mintegy a HVD berendezések kiterjesztett változataként. A számítógéppel vezérelt rendszer a teljes mozgásterjedelemben képes a térd mozgására, amellet, hogy tartalmazza a másik két konstrukció működésének alapját képező rázó-rezgető funkciót is.

A szerkezet jelenleg 90%-os készütségi fázisban van, beüzemelését és tesztelésének megkezdését a következő év folyamán tervezzük.



41. ábra. A KneeMoving Device prototípusa

A megépített rendszer a következőkre alkalmas:

- a térd mozgatása a teljes mozgásterjedelemben
- változtatható sebességű mozgítás
- kézi vezérléssel történő mozgítás
- személyre és/vagy betegcsoportra szabott, számítógéppel vezérelt tornáztatási programok összeállítása, elmentése, betöltése

- a tornáztató programok a következő elemekből építhetők fel tetszőleges módon:
 - mozgatus meghatározott sebességgel, meghatározott kezdő- és végszög pozíciókkal
 - tartás meghatározott szögpozícióban, meghatározott ideig
 - rezgetés meghatározott szögpozícióban, meghatározott frekvenciával és amplitúdóval, adott ideig
- a felépített mozgatusi szekvenciák többszöri ismétlése

A tornáztatás megvalósítása a következők szerint történik:

1. A beteg a berendezéshez kialakított speciális székbe, vagy a változtatható magasságú betegágya szélére ül, majd a sérült végtagot a mozgatókeretbe helyezi.
2. A kezelést végző gyógytornász, vagy asszisztense a saroktámasz helyzetét a beteg végtagméretéhez állítja, valamint az adott térd állapotának megfelelően lekorlátozza a mozgatus szögtartományát a megfelelő ütközőkkel. Erre a „második védvonalra” baleset-megelőzés szempontjából van szükség, arra az esetre, ha esetleg valamilyen véletlen folytán a számítógépből érkező utasítások nem kívánt tartományba mozgatusnák a végtagot.
3. A kezelő a beteg sarkát egy tépőzáras heveder segítségével rögzíti, majd megadja a vezérlőszoftvernek, hogy jobb, vagy bal végtagról van-e szó. Ezt követően – szintén a szoftver segítségével – összeállítja, vagy betölti a mozgatus-tornáztató programot. A tornáztatóprogram alapvetően a mozgatusi szögtartomány, a holtpontra végzett rezgetés, valamint az ismétlések paramétereinek megadásából áll.

4. A program betöltése után adott a lehetőség a paraméterek változtatására, illetve a kész program képernyőn történő szimulációjára is, amikor az elindítás előtt láthatjuk, hogy milyen mozgások, milyen sorrendben történnek majd a program éles elindítását követően.
5. A mozgatóprogram elindításával a rendszer egymás után végrehajtja az aktuális program paramétereinek megfelelő mozgássort az előírt ismétlési számmal. A tornáztatás ideje alatt a beteg magára hagyható, de a mozgatót, illetve a tornáztatóprogramot a beteg indokolt esetben egy vészkapcsoló segítségével bármikor megszakíthatja.
6. A tornáztatóprogram befejezése után a kezelő személyzet a mozgatókar pozícióját a megfelelő helyzetbe hozza, oldja a sarok és a lábszár rögzítésére szolgáló tépőzárat, és ezzel a beteg a kezelése befejeződik.

6. MEGBESZÉLÉS

6.1. A térd extenziós szögének mérése röntgenfelvételek alapján

A térd flexiós-extenziós szögének mérése egyszerűnek tűnik, azonban az erre kidolgozott, napi szinten alkalmazott módszerek nem teszik lehetővé a pontos mérés végrehajtását. A pontos szögértékek ismerete pedig igenis fontos a műtét, illetve a posztoperatív rehabilitáció eredménye szempontjából. A mérések során legnagyobb problémát, illetve pontatlanságot a lágyrészek maszkírozó hatása okozza. Ezt célszerűen a műtétek után a posztoperatív helyzet megítélésére, illetve a kórházból hazaengedés előtt rutinszerűen készülő röntgenfelvételek segítségével ki lehet küszöbölni, azonban a röntgenfelvétel alkalmazása újabb problémaforrásokat visz a rendszerbe.

- A rutin radiológiai vizsgálat során nem ábrázolódik az egzakt mérésekhez megfelelő módon az alsóvégtag (nem látszik a nagytompor és a bokaízület);
- A felvételeket gyakorlatilag lehetetlen pontosan oldalirányból (a szagittális síkra pontosan merőlegesen) készíteni;
- A rutin felvételek rendszerint oldalt fekvő helyzetben készülnek, ami a mozgástartomány megítélése szempontjából alkalmatlan testhelyzet.

Méréseim során a fenti problémákat vizsgáltam meg részletesen, illetve kerestem rá a megoldást, azaz

- megállapítottam, melyek azok, a napi gyakorlatban, nyújtott állapotban készült, átlagos méretű (18x24 cm) röntgenfelvételeken is ábrázolható referenciaegyenesek, amelyek a legpontosabban kijelölik a lábszár és a comb tengelyét, azaz a térd extenziós szög meghatározására a leginkább alkalmasak;

- megmértem azt, hogy az oldalirányú röntgenfelvételek nem teljesen pontos irányának a torzító hatása milyen mértékben érvényesül a szögméréseket illetően, hiszen természetesnek vettük azt a tényt, hogy az oldalirányú röntgenfelvételek irányának 100%-os pontosságú beállítása a mindennapi gyakorlatban megoldhatatlan;
- javaslatokat fogalmaztam meg az oldalirányú röntgenfelvételek készí-tési elrendezését illetően, hogy azokból az extenziós szög is megállá-pítható legyen.

A következőkben a fenti megállapításokat fejtem ki részletesen.

6.1.1. A comb és a lábszár valós és látszólagos oldalirányú tengelyének vizsgálata

Kísérleteink során az alapkoncepciónk az volt, hogy ellenőrizzük, illetve értékel-jük azt, hogy a nem pontosan oldalirányból készülő röntgenkép mennyire befo-lyásolja az azon berajzolható és a tényleges tengely közötti különbséget. Mérési eredményeinkre alapozva elmondhatjuk, hogy olyan esetekben, amikor egy röntgenfelvételen/fényképen csak a combcsont disztális része látszik, a comb-csont tengelyének megítélésére az elülső corticalisra fektetett egyenes mérvadó, ami a betekintési szög 30° -os oldaliránytól való eltérése esetén is mintegy $2,5^\circ$ -os pontossággal határozza meg a tengelyt.

A lábszár esetén a vonatkozó irodalomban tapasztalt ellentmondások miatt két esetet is megvizsgáltunk. A tibia mind elülső, mind hátsó corticaliséra fektetett félegyenesek esetén megnéztük, hogy mennyire pontosan tekinthetőek a lábszár tengelyét meghatározó iránynak, valamint a femurhoz hasonlóan azt is lemér-tük, hogy a felvételek készítésekor az ideális oldaliránytól való eltérés milyen mértékben torzítja a tengely irányát. Eredményeink azt mutatták, hogy a lábszár

tengelyének becslésére a tibia hátsó corticalisára illesztett félegyenes sokkal nagyobb pontossággal alkalmazható, mint az elülső corticalis. Előbbi mintegy 2°-os, utóbbi pedig 5°-os pontosságot mutatott.

Megállapítottuk továbbá, hogy a felvételek készítési irányának az ideálistól való eltérése egyik esetben sem volt jelentős hatással a comb, illetve a lábszár tengelyének a felvételekre rajzolható referencia félegyenesekkel történő meghatározására, hiszen 30°-os szögeltérés mindössze maximum 2,5° eltérést eredményezett.

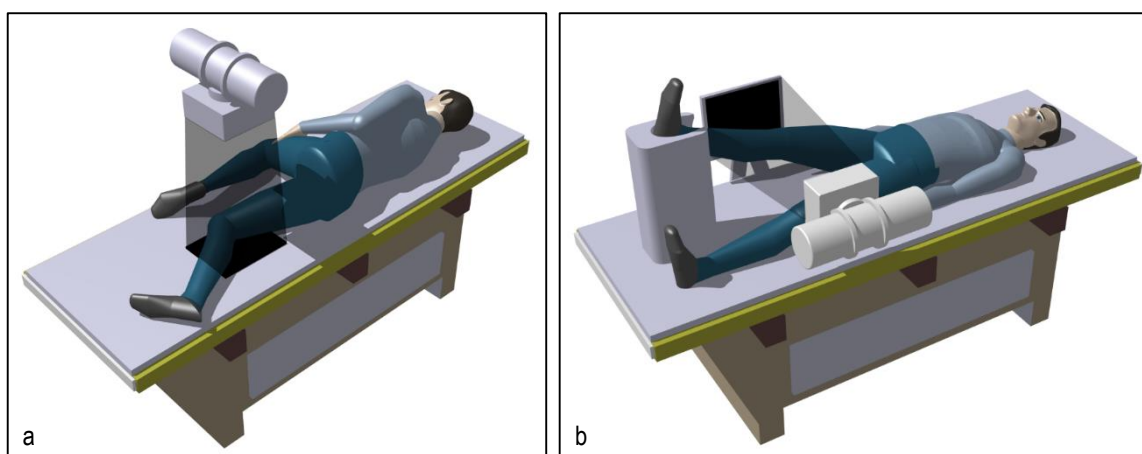
6.1.2. A térdhajlítás szögének mérése különböző vetületekben

A mérés során arra kerestünk választ, hogy a nem pontosan oldalirányból készült röntgenfelvétel mennyit torzít a térd flexiós szögén, azaz mekkora különbség adódik a ténylegesen beállított és a felvételeken berajzolható tengelyek alapján mérhető flexiós szögek között. Ezt azért tartottuk lényegesnek, mert amennyiben jelentős flexiós kontraktúrája van a betegnek akár közvetlenül a műtét után, akár később (ami esetenként a klinikumban valóban megjelenő probléma, bármi legyen is a hátterében), fontos ismernünk, mennyire objektív a felvételek alapján leolvasott szögérték.

Eredményeink alapján – amennyiben a térdet mint rendszer tekintjük – akkor is az előzőekben kifejtetthez hasonló következtetésre jutunk, miszerint a flexiós kontraktúra szögének meghatározásakor – normál tartományokat tekintve – a vártnál kisebb jelentősége van annak, hogy a felvétel pontosan oldalról készült-e, vagy sem. A mérések alapján, viszonylag szélsőséges feltételek között (20°-os flexiós kontraktúra és 30°-os oldaliránytól való eltérés esetén) kimutatott 2,5° tévedés a klinikum számára gyakorlatilag elhanyagolható. Mindamellett azt is

láthattuk, hogy ebben az esetben a térdhajlítás szögének növekedésével a tévedés mértéke már 10-20°-os oldaliránytól való eltérés esetén is exponenciálisan növekszik.

A kísérleteink alapján azt állapíthatjuk meg, hogy amennyiben az oldalirányú röntgenfelvételeket térd extenziós szög mérésére szeretnénk használni, pontosabb értékekhez jutunk, ha a felvétel készítése nyújtott helyzetben, egy saroktámasz használatával történik, amely egyben azt is biztosítja, hogy az ellenoldali térd ne legyen a felvételen (42. ábra). A röntgenkazetta ebben az esetben elhelyezhető közvetlenül a röntgenezett végtag mellé, az ágyra, vagy akár az ágy mellé tett állványon is.



42. ábra. Oldalirányú röntgenfelvételkor felvett testhelyzet
a. a szokásos pozíció a WHO előírása alapján [55]
b. az általunk javasolt pozíció és elrendezés

Ha az általunk javasolt elrendezésben készítjük az oldalirányú felvételt, semmilyen fontos információtól nem veszünk el, ugyanakkor ezzel a módszerrel egy nagyon fontos, az elérhető végextenzió kimérésére alkalmas pozíciót örökítünk meg.

Mérési eredményeink alapján megállapítottuk, hogy míg más mérési módszerek a térd teljes extenziójának mérésére megkérdőjelezhető pontosságú eredményt

adnak [18,56], a teljes extenziós állapotban készült oldalirányú röntgenfelvételek az extenziós szög pontos és megbízható mérését teszik lehetővé.

Megjegyzendő, hogy a mérési módszerünk természetesen csak az eredetileg normál anatómiájú térdekre vonatkozik, bizonyos esetekben (pl. térd körüli törések, osteotómiák, exostózisok esetén) már nem feltétlenül alkalmazható az eljárás.

6.2. A flexiós kontraktúra kezelését szolgáló rehabilitációs eszközök kifejlesztése

A primer térdprotézis műtéten átesett betegek korai mobilizálása, rehabilitációja igen fontos szerepet játszik abban, hogy a beteg a későbbiekben elégedett lesz-e műtétével. A kórházban töltött időszak alatt arra törekszünk, hogy minél nagyobb mozgástartományt tudjunk elérni az operált térden a rendelkezésre álló eszközök segítségével. A korai posztoperatív szakban kialakult flexiós kontraktúra [5,6] döntően befolyásolhatja a rövid- és hosszú távú eredményeket, valamint tartósan fennálló térdízületi panaszokhoz vezethet, amelyek további kezelést igényelhetnek. Ezek közül legsúlyosabb az artrogén kontraktúra [13], amelynek oldása sokszor még műtéti úton sem lehetséges, és az ezzel összefüggésben kialakuló retropatellaris fájdalom [8] is jelentősen megnehezítheti a betegek hétköznapjait.

A térdprotézis műtét utáni rehabilitációban évtizedek óta a CPM kezelés a „golden standard” [14], melynek flexióra gyakorolt kedvező hatását számos tanulmány vizsgálta. Az extenzióra gyakorolt hatása azonban vitatható [62] nagyrészt azért – mint saját tapasztalataink is mutatják –, mert az eszközön beállított nyújtási szög közel sem felel meg a térd valós extenziós szögének.

Célunk egy olyan eszköz kifejlesztése volt, mely a korai posztoperatív szakban, primer térdprotézis beültetésén átesett betegeknél alkalmazható. A sarok ritmikus, viszonylag gyors le-fel mozgásával, „rezgetésével” a végtagsúly mellett fellépő tehetetlenségi erőknek köszönhető erőhatások segítik a térd extenzióját,

illetve a hátsó felszíni lágyrészek lazulását/nyújtását, ezzel megelőzve az extenziós deficit kialakulását. A berendezést párhuzamosan alkalmazva a CPM készülékkel a megfelelő flexiót biztosító hatás is éri a térdet.

Az ízületalkotásban résztvevő szalagok viszkoelasztikus tulajdonságúak, ezért a behatási idő függvényében relaxálnak. Az ízületet áthidaló izmok a műtét előtt a kóros állapot huzamos fennállása során nagyon sokszor megrövidülnek. Nyújtásuk sok időt, nagy kitartást és óvatos bánásmódot igényel. Amennyiben a betegnek még ízületi mozgásbeszűkülése van, az aktív mozgáshatár elérése után automatikusan fellépő apró, az extenzió irányába ható repetitív erőhatások segítenek a mozgásdeficit gyengéd, gyakorlatilag fájdalommentes leküzdésében, ráadásul a beteg aktív közreműködése nélkül. Így sem kóros reakciók, sem mellék-sérülések nem lépnek fel.

A fejlesztési folyamat eredményeként született meg az első, még ágyhoz kötött HVD készülék [72,73]. A készülék működésének lényege, hogy a saroktartóba helyezett operált végtag sarkával harmonikus rezgőmozgást végez állítható amplitúdóval és frekvenciával, miközben a patella előre tekint, tehát a térd hátránt tengelye vízszintes. Ily módon a mozgás végpontján a végtag saját tehetetlenségénél fogva passzív nyújtó hatást gyakorol a térdízület hátsó képleteire, ezzel elérve a minél teljesebb extenziót.

Az első változat hibáit, használatának nehézkességét kiküszöbölve készült el annak továbbfejlesztett, bedside változata, amely egy jóval mobilisabb, a rászerezelt kerekeknél fogva könnyen hordozható és pozícionálható. Ebben a konstrukcióban a sarok egy saroktartó hevederen nyugszik, amely egyfajta önbeállási lehetőséget biztosít az operált végtag számára a kezelés folyamán, mivel a lábéleket függőleges helyzetbe állítja. A készülék rendkívül könnyen, akár a beteg által is irányítható, valamint a kezelésekhez nincs szükség speciális ágyra, az bármely hagyományos betegágyban elvégezhető. A készülék elindítása után a kezelés

gyógytornász jelenlétét nem igényli, ami a kezelés eddig nem tapasztalt hatékonyságán kívül jelentős munkaerő felszabadulást is jelent. Mivel a kezdeti, igen rövid időre szabott kezelésekkel is megbízható eredményt értünk el, a továbbiakban a kezelési idő meghosszabbításával szeretnénk a készülék hatékonyságát még jobban kihasználni. Tapasztalataink szerint egy huzamban a kezelést az eddig alkalmazott ideig (10 percre) bírják a betegek, azonban amint több berendezés áll rendelkezésünkre, a kezelések naponta több alkalommal történő megismétlését föltétlenül ajánlatosnak tartanánk.

Mindkét készülék hatékonyságának vizsgálatára randomizált prospektív vizsgálatokat végeztünk.

Az első változat bevezetésekor a vizsgált csoportba tartozó betegek legalább napi kétszer 10 perc HVD, illetve CPM kezelést, valamint EHR-es alátámasztást kaptak 1 órán át, míg a kontroll csoportba tartozók CPM és gyógytorna kezelésben részesültek.

A továbbfejlesztett változat vizsgálatakor az egyik csoport naponta 10 perc HVD kezelést kapott a CPM kezelésekké, míg a kontroll csoport csak CPM-et használt. Az első öt napban a betegek a gépi mozgítás mellett csak aktív gyógytornában, majd a 6. és 7. napon szükség esetén passzív mozgatással járó gyógytorna kezelésben is részesültek.

Minden betegről oldalirányú térd röntgenfelvétel készült a posztoperatív kezelés előtt és a kezelések után, amelyen többszöri méréssel határoztuk meg az elért extenzió mértékét [71].

A HVD-t is használó és a csak CPM berendezéssel történő kezelésben részesülő csoportok eredményeit kétmintás kétszélű t-próbával hasonlítottuk össze, amely azt mutatta, hogy 5 %-os szignifikancia szint mellett szignifikáns eltérés mutatkozik a két csoport eredményei között mindkét berendezés esetén.

Az eredeti, ágyhoz kötött HVD konstrukcióval végrehajtott vizsgálat azt mutatta, hogy az elfogadható $0^\circ \pm 5^\circ$ -os extenziós tartományba mintegy 25%-kal több beteg szögértéke esett a HVD kezelésben is részesülő csoportban, mint a csak CPM kezelésben részesülőkében.

A berendezés továbbfejlesztett, bedside változatával jelenleg is folyó klinikai vizsgálat során annak érdekében, hogy a készülék flexiós kontraktúrára való hatását minél jobban ki tudjuk mutatni, az alkalmazott módszeren kissé módosítottunk. Ennek megfelelően itt a már eredetileg flexiós kontraktúrával rendelkező betegek adatai szerepeltek a feldolgozásban. Az eredmények azt mutatták, hogy sokkal nagyobb mértékben csökken a kontraktúra a HVD alkalmazásával, mint csak CPM kezeléssel ($2,4^\circ$ -os javulás a $0,9^\circ$ -os romlással szemben).

Az eredmények értékelése során – a hazai általános gyakorlatnak megfelelően – nem alkalmaztunk a térdízület vizsgálatánál számos helyen használatos pontrendszert. A műtétet minden esetben gondos anamnéziszfelvétel és alapos fizikális vizsgálat előzte meg, valamint a kezelések során vizuál analóg skálát használtunk az eredményeink szubjektív aspektusainak jobb megítélhetősége érdekében.

A klinikai alkalmazás során a vizsgált beteganyagnál semmilyen szövődmény nem fordult elő, a kezelést a páciensek kifejezetten jól tűrték, egyetlen esetben sem kellett megszakítanunk a 7 napig tartó kezelést a beteg kezdeményezésére. Néhány esetben fordult elő, hogy a beteg az első kezelés alkalmával még nem kívánta 10 percig használni a készüléket, de ezt a szükséges toleranciát a második vagy legkésőbb a harmadik kezelésnél már elérte.

A bedside HVD készülék alkalmazását mind a klinikai vizsgálat keretein belül, mind a klinikai gyakorlatban jelenleg is folytatjuk, elsősorban a térdízületi protetizálás nehéz eseteinél, valamint olyan betegeknél, akik preoperatív deformitásuknál, extenziós deficitjüknel fogva hajlamosabbak arra, hogy protetizált térdízületükben flexiós kontraktúra alakuljon ki, gyakran csak egy rosszul be rögzült tartás vagy antalgias járásminta miatt.

Bár nem tartozik szorosan az értekezésem vizsgált kérdései közé, de fontosnak tartom megemlíteni, hogy a fentiekén túl a készüléket használjuk a mindennapi gyakorlatban a már kialakult flexiós kontraktúra kezelésére is, nem csak protetizált betegeknél. Kezdeti tapasztalataink ilyen esetekben is kedvezőek. Azt azonban le kell szögezni, hogy – ugyanúgy, mint a hasonló funkciójú tornáztató-mozgató eszközök esetében – a rossz műtéti technikával kivitelezett esetekkel magyarázható flexiós kontraktúrára a berendezés nem ad terápiás megoldást. Komolyabb műtéttechnikai problémák esetén az egyetlen megoldás a reoperáció lehet, természetesen mindig figyelembe véve a beteg életkorát, igényeit és a várható műtéti eredményhez való viszonyulását.

Összegzésként megállapíthatjuk, hogy sikerült kifejleszteni és a klinikai gyakorlatba bevezetni egy olyan eszközt, mely jó eredménnyel alkalmazható primer térdprotézis beültetésén átesett betegeknél a korai posztoperatív időszakban a flexiós kontraktúra kialakulásának megelőzésére, valamint a bármilyen más okból kialakult ugyanilyen jellegű térdízületi mozgásbeszűkülés kezelésére is.

A kapott eredmények alapján bebizonyosodott, hogy a térdprotézis beültetését követő rehabilitációs időszak kórházban töltött periódusában az általunk kifejlesztett HVD, illetve EHR alkalmazása szignifikánsan csökkenti a flexiós kontraktúra előfordulását, ezért folyamatos alkalmazása indokolt, illetve javasolt. Az előrehaladt fejlesztési folyamat ötletgazda szerepének megőrzése céljából az eddigi eredményeket peer reviewed folyóiratban is publikáltuk [74].

A HVD eszközfejlesztési folyamata és a klinikai vizsgálatok tapasztalatai alapján felvetődött annak az igénye, hogy a CPM és a HVD előnyeit egyetlen eszközben egyesítsük. Ennek megvalósulására már most is folyamatban van egy olyan, az előzőekben már bemutatott *Heel Moving Device* véglegesítése, amely a térd programozott mozgására, tornáztatására képes, amellet, hogy tartalmazza az

extenziós véghelyzetben a HVD által is megvalósított rezgetés funkciót. A végleges verzióban a fentiekén túl még a saroktartóba integrált erőmérő rendszert is tervezünk, amely visszacsatolást biztosítana és egy újabb vezérlési mód megvalósítását tenné lehetővé: ennek segítségével ugyanis célértéknek nem csak szög, hanem erőérték, vagy akár a kettő kombinációja is megadhatóvá válna. Így adott esetben például az extenziós mozgás addig tarthatna, amíg a sarok alá helyezett erőmérő egy bizonyos határértéket el nem ér, amelynek megfelelő szögpozíció tornáztatásonként, vagy akár mozgatási ciklusonként is eltérő lehet.

7. ÚJ EREDMÉNYEIM

A. Mérési tevékenység

- a) Egy általam kidolgozott mérési technikával megállapítottam, hogy a tédről rutinszerűen, oldalirányból készült röntgenfelvételeken
 - i. a femur tengelye annak ábrázolódó elülső corticalisával gyakorlatilag párhuzamosnak tekinthető;
 - ii. a lábszár tengelyének meghatározására a tibia hátsó corticalisa a legalkalmasabb.
- b) Bebizonyítottam, hogy a térd flexiós-extenziós szögének megítélése során annak a torzító hatása, hogy a röntgenfelvétel mennyire pontosan oldalról készül, a reálisan szóba jövő $\pm 30^\circ$ -os tartományban csekély ($2,5^\circ$ alatti).

B. Eszközfejlesztés

- a) Kidolgoztunk, egy viszonylag egyszerű, a sarok alátámasztására szolgáló statikus segédeszközt, az *Elevated Heel Rest*-et, amelyet mind a térd posztoperatív rehabilitációja során, mind a nyújtott térd oldalirányú röntgenfelvételeinek készítésekor igen hasznos kiegészítőként alkalmaztunk.
- b) Kifejlesztettünk egy eredeti, majd egy ennek kezdeti hibáit kiküszöbölő, továbbfejlesztett *Heel Vibrating Device*-nek nevezett eszközt a flexiós kontraktúra megelőzésére, illetve kezelésére. Ennek tervezésében, elkészítésében munkacsoportunk tagjaként részt vettem, a tervrajzokat és az összeszerelést és az üzembe helyezést egymagam végeztem el.
- c) Megépítettük egy olyan berendezés (a *Knee Moving Device*) prototípusát, amely ötvözi a jelenlegi mozgatókészülékek tornáztató funkcióját az általunk kifejlesztett új rezgető funkcióval ötvözi. A berendezéstől a HVD-hez

képest is további hatékonyságjavulást várunk, és klinikai bevezetése 2016 során várható.

C. Klinikai vizsgálatok

A kifejlesztett EHR és HVD eszközök prototípusaival klinikai vizsgálatokat végeztünk, amelyek során azok hatékonysága bebizonyosodott. Az eredmények alapján az EHR alkalmazásával kiegészített HVD mindkét változatának használatával a hagyományos CPM kezeléshez képest szignifikánsan kedvezőbb eredmény érhető el a térd extenziós elmaradásának csökkentése terén.

8. ÖSSZEFOGLALÁS

A térd extenziós deficit problémája a térd TEP beültetéseket követően viszonylag gyakran jelentkezik és akár a betegek negyedénél-harmadánál okozhat nehézségeket, amely mind a térdízület mozgástartományának korlátozottságában, mind az ízületek, izmok megnövekedett terhelésében megnyilvánulhat [5].

Munkám első felében a flexiós kontraktúra mérésére koncentráltam, megpróbáltam egy olyan megbízható mérési módszert találni, amellyel pontosan meghatározható a kontraktúra, illetve a térd extenziós szöge. Az elvégzett mérések azt bizonyították, hogy a röntgenfelvételek alapján történő szögmérés még a rövidebb röntgenfelvétel segítségével is nagy pontosságú eredményre vezet, még akkor is, ha a felvétel nem pontosan oldal irányból készül.

A flexiós-extenziós szög mérési módszerének elemzését követően munkám második felében a flexiós kontraktúra kiküszöbölése céljából kidolgozásra került egy olyan rehabilitációs eszköz – a *Heel Vibrating Device* –, amely a jelenleg alkalmazott CPM berendezések kiegészítőjeként azoknál hatékonyabban segít a flexiós kontraktúra mértékének és előfordulási arányának csökkentésében.

Az összesen 144 beteggel elvégzett klinikai vizsgálat során az eszköz első változata kedvező eredményeket hozott, azonban az időközben felgyűlt tapasztalatok alapján továbbfejlesztett konstrukció még ígéretesebbnek bizonyult. A jelenleg is folyó klinikai teszt részeredményei azt mutatják, hogy a flexiós kontraktúra megelőzésében, illetve kezelésében szignifikánsan jobb eredményt ($p=0,0033$) lehet az új HVD alkalmazásával elérni, mint a hagyományos CPM-mel.

Az elvégzett munka eredményeképpen tehát több száz méréssel alátámasztva kidolgozásra került egy olyan szögmérési módszer, amellyel a térd flexiós-extenziós szöge röntgenfelvételek alapján pontosan meghatározható, valamint egy olyan rehabilitációs eszköz, amely a flexiós kontraktúra kezelésében, illetve megelőzésében bizonyítottan hatékonyan alkalmazható.

9. SUMMARY

The issue of knee flexion contracture after total knee replacement surgery appears to occur relatively often. It may cause problems in one-third or quarter of the patients, and may either manifest as a limitation of the ROM or as an increased load of the surrounding muscles and the joint surfaces [5].

In the first part of my work I focused on the measurement of flexion contracture. I tried to find a reliable measurement method that can be used to precisely determine the angle of the contracture and the extension. The results demonstrated that an X-ray image-based angle measurement provides high accuracy even with short films and even when the direction of the X-ray imaging is not exactly lateral.

After analysing the measurement method of the knee flexion-extension angle, a new device has been developed during second part of my work – the Heel Vibrating Device – for the treatment of flexion contracture. This device significantly and effectively decreases the angle and the incidence of flexion contractures as an addition to the CPM compared to the CPM used alone.

The results of the clinical trial with the first version of the device involving 144 patients were favourable and the further advanced design proved to be even more promising. The partial results from the currently on-going clinical trial show that the application of the device leads to significant improvements in the prevention and the treatment of flexion contracture ($p=0.0033$) compared to a conventional CPM device.

The results of the overall work consist of an angle measurement method based on X-ray images, developed for the accurate determination of knee extension angle and supported by several hundred measurements, furthermore, a rehabilitation device that can be applied effectively for the prevention and treatment of flexion contracture as it was demonstrated in clinical trials.

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Hálás köszönettel tartozom elsősorban témavezetőmnek, **Csernátóny Zoltán** tanár úrnak a sok-sok szakmai és emberi segítségéért. Kiterjedt szakmai tapasztalatával, hasznos tanácsaival, meglátásaival, biztatásával nagyban hozzájárult a mérések, klinikai vizsgálatok megszervezéséhez, végrehajtásához és az eredmények értelmezéséhez, feldolgozásához. Nagy segítséget és támaszt nyújtott továbbá a klinikai környezetben mérnökként való eligazodásomban, útkeresésemben.

Nagyon köszönöm **Pálinkás Judit** és **Dr. Szabó János** támogatását, hasznos javaslatukat, amelyek sokat segítettek a klinikai vizsgálatok elindításakor.

Köszönettel tartozom a klinikai vizsgálatok megtervezésében és végrehajtásában való közreműködésért, kitartásukért és türelmükért az Ortopédiai Klinika gyógytornászainak, **Bakó Katalinnak**, **Kósa Veronikának**, **Tar Líviának**, illetve **Bagi Ágnesnek**, aki a szögmérések során is nagy segítségemre volt. Köszönöm továbbá **Fehér Zoltánnak**, hogy modellt állt számos fényképnél.

Köszönet illeti **Dr. Győrfi Gyulát**, aki munkájával hozzájárult az értekezés kidolgozásához.

Köszönöm **Deutsch Katalinnak** a Biomechanikai Laboratóriumban végzett kitartó munkáját, különösen a szögmérések kapcsán. Köszönöm továbbá **T. Nagy Judit** segítségét a statisztikai feldolgozásban, **Zsoldos Péter** munkáját a KMD, **Dr. Szabó Istvánét** és **Juhász Tiborét** pedig a HVD tervezésében, valamint **Dr. Kiss László** közreműködését a fordításokban.

Végül, de nem utolsó sorban köszönetet mondok feleségemnek, **Mónikának** és gyermekeimnek, **Sancinak** és **Majácskának** a türelemért és kitartásért, amit tanúsítottak a kutatások, illetve az értekezés megírása miatt kiesett órákért, napokért, hetekért...

IRODALOMJEGYZÉK

1. Brencsán J, Benjámín K. Orvosi szótár. 4 ed. Budapest: Medicina Könyvkiadó; 2007.
2. Kurtz S, Ong K, Lau E, Mowat F, Halpern M. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89(4):780-5.
3. Bang H, Chiu YL, Memtsoudis SG, Mandl LA, Della Valle AG, Mushlin AI, et al. Total hip and total knee arthroplasties: trends and disparities revisited. *Am J Orthop (Belle Mead NJ).* 2010;39(9):E95-102.
4. Organisation for Economic Co-operation and Development. Health at a glance. 2011: Health. Paris: Organisation for Economic Co-operation and Development; 2011. p. 5.
5. Aderinto J, Brenkel IJ, Chan P. Natural history of fixed flexion deformity following total knee replacement: a prospective five-year study. *J Bone Joint Surg Br.* 2005;87(7):934-6.
6. Quah C, Swamy G, Lewis J, Kendrew J, Badhe N. Fixed flexion deformity following total knee arthroplasty. A prospective study of the natural history. *Knee.* 2012;19(5):519-21.
7. Deshmane PP, Rathod PA, Deshmukh AJ, Rodriguez JA, Scuderi GR. Symptomatic flexion instability in posterior stabilized primary total knee arthroplasty. *Orthopedics.* 2014;37(9):e768-74.
8. Draghi F, Danesino GM, Coscia D, Precerutti M, Pagani C. Overload syndromes of the knee in adolescents: Sonographic findings. *Journal of Ultrasound.* 2008;11(4):151-7.

9. Wong J, Abrishami A, El Beheiry H, Mahomed NN, Roderick Davey J, Gandhi R, et al. Topical application of tranexamic acid reduces postoperative blood loss in total knee arthroplasty: a randomized, controlled trial. *J Bone Joint Surg Am.* 2010;92(15):2503-13.
10. Yang ZG, Chen WP, Wu LD. Effectiveness and safety of tranexamic acid in reducing blood loss in total knee arthroplasty: a meta-analysis. *J Bone Joint Surg Am.* 2012;94(13):1153-9.
11. Kapandji IA. Az ízületek élettana. Budapest: Medicina Kiadó; 2006.
12. Rodriguez-Merchan EC. Instability following total knee arthroplasty. *HSS journal : the musculoskeletal journal of Hospital for Special Surgery.* 2011;7(3):273-8.
13. Seyler TM, Marker DR, Bhave A, Plate JF, Marulanda GA, Bonutti PM, et al. Functional problems and arthrofibrosis following total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89 Suppl 3:59-69.
14. Salter RB. The biologic concept of continuous passive motion of synovial joints. The first 18 years of basic research and its clinical application. *Clin Orthop Relat Res.* 1989(242):12-25.
15. Lavernia C, D'Apuzzo M, Rossi MD, Lee D. Accuracy of knee range of motion assessment after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2008;23(6 Suppl 1):85-91.
16. Austin MS, Ghanem E, Joshi A, Trappler R, Parvizi J, Hozack WJ. The assessment of intraoperative prosthetic knee range of motion using two methods. *J Arthroplasty.* 2008;23(4):515-21.
17. Boone DC, Azen SP, Lin CM, Spence C, Baron C, Lee L. Reliability of goniometric measurements. *Phys Ther.* 1978;58(11):1355-60.

18. Jagodzinski M, Kleemann V, Angele P, Schonhaar V, Iselborn KW, Mall G, et al. Experimental and clinical assessment of the accuracy of knee extension measurement techniques. *Knee Surg Sport Tr A*. 2000;8(6):329-36.
19. Martin-Hernandez C G-SM, Castro-Sauras A, Ballester-Jimenez JJ, Espallargas-Doñate T, Fuertes-Vallcorba A. Comparison of high-flex and conventional implants for bilateral total knee arthroplasty. *The Internet Journal of Orthopaedic Surgery* [Internet]. 2009; 14(1).
20. Williams M, Lissner HR. Useful Terms and Concepts. *Biomechanics of human motion*. Philadelphia: Saunders; 1962. p. 12-3.
21. Rodriguez-Merchan EC. Instability Following Total Knee Arthroplasty. *HSS Journal*. 2011;7(3):273-8.
22. Rodda JM, Graham HK, Nattrass GR, Galea MP, Baker R, Wolfe R. Correction of severe crouch gait in patients with spastic diplegia with use of multilevel orthopaedic surgery. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88(12):2653-64.
23. Unver B, Karatosun V, Bakirhan S. Reliability of Goniometric Measurements of Flexion in Total Knee Arthroplasty Patients: with Special Reference to the Body Position. *J Phys Ther Sci*. 2009;21(3):257-62.
24. Cleffken B, van Breukelen G, Brink P, van Mameren H, Olde Damink S. Digital goniometric measurement of knee joint motion. Evaluation of usefulness for research settings and clinical practice. *Knee*. 2007;14(5):385-9.
25. Rachkidi R, Ghanem I, Kalouche I, El Hage S, Dagher F, Kharrat K. Is visual estimation of passive range of motion in the pediatric lower limb valid and reliable? *BMC Musculoskelet Disord*. 2009;10:126.
26. Norkin CC, White DJ. *Measurement of joint motion : a guide to goniometry*. 2nd ed. Philadelphia: F.A. Davis; 1995. xvii, 222 p. p.

27. Trappler R, Smith E, Goldberg G, Parvizi J, Hozack WJ. Knee range of motion: can we believe the goniometer reading? Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume. 2009;91-B(SUPP I):6.
28. Bennett D, Hanratty B, Thompson N, Beverland D. Measurement of knee joint motion using digital imaging. Int Orthop. 2009;33(6):1627-31.
29. Piriyaarasarth P, Morris ME. Psychometric properties of measurement tools for quantifying knee joint position and movement: a systematic review. Knee. 2007;14(1):2-8.
30. Reinschmidt C, van Den Bogert AJ, Murphy N, Lundberg A, Nigg BM. Tibiocalcaneal motion during running, measured with external and bone markers. Clin Biomech (Bristol, Avon). 1997;12(1):8-16.
31. Stagni R, Fantozzi S, Cappello A, Leardini A. Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: a study on two subjects. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2005;20(3):320-9.
32. Rothstein JM, Miller PJ, Roettger RF. Goniometric reliability in a clinical setting. Elbow and knee measurements. Phys Ther. 1983;63(10):1611-5.
33. What Is Range of Motion (ROM)? - Definition, Types, Testing & Exercises. Available from: <http://study.com/academy/lesson/what-is-range-of-motion-rom-definition-types-testing-exercises.html>.
34. Rebound physiotherapy Gallery. Available from: <http://reboundphysio.com.au/gallery/>.
35. P. K. Just Zip It 2013. Available from: <http://forwardthinkingpt.com/2013/10/07/just-zip-it/>.

36. Registered Kinesiology and Regulated Healthcare in Ontario – Part One. Available from: <http://wholeheartkin.com/>.
37. Clarkson HM, Gilewich GB. Musculoskeletal assessment: joint range of motion and manual muscle strength. Baltimore: Williams & Wilkins; 1989. 366 p.
38. Jenny JY. Measurement of the knee flexion angle with a Smartphone-application is precise and accurate. J Arthroplasty. 2013;28(5):784-7.
39. Milani P, Coccetta CA, Rabini A, Sciarra T, Massazza G, Ferriero G. Mobile smartphone applications for body position measurement in rehabilitation: a review of goniometric tools. PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation. 2014;6(11):1038-43.
40. Ferriero G, Vercelli S, Sartorio F, Foti C. Accelerometer- and photographic-based smartphone applications for measuring joint angle: are they reliable? J Arthroplasty. 2014;29(2):448-9.
41. Yazdifar M, Yazdifar MR, Mahmud J, Esat I, Chizari M. Evaluating the Hip Range of Motion Using the Goniometer and Video Tracking Methods. Procedia Engineering. 2013;68:77-82.
42. Bull AMJ, Amis AA. Knee joint motion: description and measurement. P I Mech Eng H. 1998;212(H5):357-72.
43. Legnani G, Zappa B, Casolo F, Adamini R, Magnani PL. A model of an electro-goniometer and its calibration for biomechanical applications. Med Eng Phys. 2000;22(10):711-22.
44. Saggio G, Quitadamo LR, Alberio L. Development and evaluation of a novel low-cost sensor-based knee flexion angle measurement system. Knee. 2014;21(5):896-901.

45. Kuiken TA, Amir H, Scheidt RA. Computerized biofeedback knee goniometer: acceptance and effect on exercise behavior in post-total knee arthroplasty rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(6):1026-30.
46. Jordan K, Dziedzic K, Mullis R, Dawes PT, Jones PW. The development of three-dimensional range of motion measurement systems for clinical practice. *Rheumatology.* 2001;40(10):1081-4.
47. McGill SM, Cholewicki J, Peach JP. Methodological considerations for using inductive sensors (3SPACE ISOTRAK) to monitor 3-D orthopaedic joint motion. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1997;12(3):190-4.
48. Gogia PP, Braatz JH, Rose SJ, Norton BJ. Reliability and validity of goniometric measurements at the knee. *Phys Ther.* 1987;67(2):192-5.
49. Dennis DA, Komistek RD, Stiehl JB, Walker SA, Dennis KN. Range of motion after total knee arthroplasty: the effect of implant design and weight-bearing conditions. *J Arthroplasty.* 1998;13(7):748-52.
50. Dubousset J, Charpak G, Dorion I, Skalli W, Lavaste F, Deguise J, et al. [A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: the EOS system]. *Bull Acad Natl Med.* 2005;189(2):287-97; discussion 97-300.
51. Dubousset J, Charpak G, Skalli W, de Guise J, Kalifa G, Wicart P. Skeletal and spinal imaging with EOS system. *Arch Pediatr.* 2008;15(5):665-6.
52. Wybier M, Bossard P. Musculoskeletal imaging in progress: the EOS imaging system. *Joint, bone, spine : revue du rhumatisme.* 2013;80(3):238-43.
53. Faria R, McKenna C, Wade R, Yang H, Woolacott N, Sculpher M. The EOS 2D/3D X-ray imaging system: a cost-effectiveness analysis quantifying the health benefits from reduced radiation exposure. *European journal of radiology.* 2013;82(8):e342-9.

54. Illes T, Somoskeoy S. The EOS imaging system and its uses in daily orthopaedic practice. *Int Orthop*. 2012;36(7):1325-31.
55. Davies AM, Pettersson H, Ostensen H, WHO, Radiology ISo. The WHO manual of diagnostic imaging : radiographic anatomy and interpretation of the musculoskeletal system. Geneva: World Health Organization in collaboration with the International Society of Radiology; 2002. 203 p.
56. Rachkidi R, Ghanem I, Kalouche I, El Hage S, Dagher F, Kharrat K. Is visual estimation of passive range of motion in the pediatric lower limb valid and reliable? *Bmc Musculoskel Dis*. 2009;10:126.
57. Edwards JZ, Greene KA, Davis RS, Kovacik MW, Noe DA, Askew MJ. Measuring flexion in knee arthroplasty patients. *J Arthroplasty*. 2004;19(3):369-72.
58. Gáspár L, Farkas C, Szepesi K, Csernátóny Z. Therapeutic value of continuous passive motion after anterior cruciate replacement. *Acta Chir Hung*. 1997;36(1-4):104-5.
59. Harato K, Nagura T, Matsumoto H, Otani T, Toyama Y, Suda Y. Knee flexion contracture will lead to mechanical overload in both limbs: a simulation study using gait analysis. *Knee*. 2008;15(6):467-72.
60. Longstaff LM, Sloan K, Stamp N, Scaddan M, Beaver R. Good alignment after total knee arthroplasty leads to faster rehabilitation and better function. *J Arthroplasty*. 2009;24(4):570-8.
61. Lotke PA, Ecker ML. Influence of positioning of prosthesis in total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 1977;59(1):77-9.
62. Ververeli PA, Sutton DC, Hearn SL, Booth RE, Jr., Hozack WJ, Rothman RR. Continuous passive motion after total knee arthroplasty. Analysis of cost and benefits. *Clin Orthop Relat Res*. 1995(321):208-15.

63. Basso DM, Knapp L. Comparison of two continuous passive motion protocols for patients with total knee implants. *Phys Ther.* 1987;67(3):360-3.
64. Herbold JA, Bonistall K, Blackburn M, Agolli J, Gaston S, Gross C, et al. Randomized controlled trial of the effectiveness of continuous passive motion after total knee replacement. *Arch Phys Med Rehabil.* 2014;95(7):1240-5.
65. Herbold JA, Bonistall K, Blackburn M. Effectiveness of continuous passive motion in an inpatient rehabilitation hospital after total knee replacement: a matched cohort study. *PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation.* 2012;4(10):719-25.
66. Bennett LA, Brearley SC, Hart JA, Bailey MJ. A comparison of 2 continuous passive motion protocols after total knee arthroplasty: a controlled and randomized study. *J Arthroplasty.* 2005;20(2):225-33.
67. Lau SK, Chiu KY. Use of continuous passive motion after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2001;16(3):336-9.
68. Maniar RN, Baviskar JV, Singhi T, Rathi SS. To use or not to use continuous passive motion post-total knee arthroplasty presenting functional assessment results in early recovery. *J Arthroplasty.* 2012;27(2):193-200 e1.
69. Sato Tde O, Coury HJ, Hansson GA. Improving goniometer accuracy by compensating for individual transducer characteristics. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19(4):704-9.
70. Csernátöny Z, Manó S, Kiss L. The geometry of the proximal femur. *Biomechanica Hungarica.* 2009;II(2):31-6.
71. Manó S, Pálincás J, Kiss L, Csernátöny Z. The influence of lateral knee X-ray positioning on the accuracy of full extension level measurements: An in vitro study. *Eur J Orthop Surg Tr.* 2012;22(3):245-50.

72. Szabó J, Bakó K, Manó S, Csernátony Z. A fájdalom ingerület-vezetés spinális gátlásának elvét felhasználó térdmozgató készülék bemutatása. *Biomechanica Hungarica*. 2012;5(1):39-43.
73. Manó S, Pálincás J, Szabó J, Nagy JT, Bakó K, Csernátony Z. Application of a vibrating device for the prevention of flexion contracture after total knee arthroplasty. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. 2015;25(1):167-72.
74. Manó S, Pálincás J, Kiss L, editors. The design of a moving device to aid the postoperative rehabilitation of the knee joint. Third Hungarian Conference on Biomechanics; 2008.

AZ ÉRTEKEZÉS ALAPJÁUL SZOLGÁLÓ SAJÁT KÖZLEMÉNYEK



DEBRECENI EGYETEM
EGYETEMI ÉS NEMZETI KÖNYVTÁR



Nyilvántartási szám: DEENK/159/2015.PL
Tárgy: PhD Publikációs Lista

Jelölt: Manó Sándor
Neptun kód: M9BSIL
Doktori Iskola: Klinikai Orvostudományok Doktori Iskola
MTMT azonosító: 10036683

A PhD értekezés alapjául szolgáló közlemények

1. **Manó, S.**, Pálkás, J., Szabó, J., Nagy, J.T., Bakó, K., Csernátó, Z.: Application of a vibrating device for the prevention of flexion contracture after total knee arthroplasty.
Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol. 25 (1), 167-172, 2015.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/s00590-014-1466-4>
IF:0.181* (2012)
2. **Manó, S.**, Pálkás, J., Kiss, L., Csernátó, Z.: The influence of lateral knee X-ray positioning on the accuracy of full extension level measurements: An in vitro study.
Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol. 22 (3), 245-250, 2011.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/s00590-011-0808-8>
IF:0.097
3. Csernátó, Z., **Manó, S.**, Kiss, L.: The geometry of the proximal femur.
Biomech. Hung. 2 (2), 31-36, 2009.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1259/bjr.72.860.10624337>



*Az Orvostudományi DT 2014. december 5-i ülésének határozata alapján (ODT 127/5) a jelzett közleménynél a benyújtáskor ismert impakt faktor került feltüntetésre.

Cím: 4032 Debrecen, Egyetem tér 1. □ Postacím: 4010 Debrecen, Pf. 39. □ Tel.: (52) 410-443
E-mail: publikaciok@lib.unideb.hu □ Honlap: www.lib.unideb.hu

EGYÉB SAJÁT KÖZLEMÉNYEK

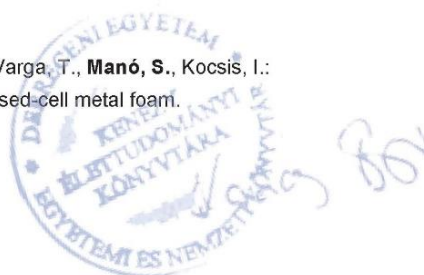


DEBRECENI EGYETEM
EGYETEMI ÉS NEMZETI KÖNYVTÁR



További Közlemények

4. Varga T.A., Mankovits T., Kocsis I., Budai I., Balogh G., Gábora A., Kozma I., **Manó S.**: Fémhabok struktúrájának elemzése és modellezése =Structural Analysis and Modelling of Metal Foams. In: A XX. Fiatal műszakiak tudományos ülészak előadásai = Proceedings of the XX-th International Scientific Conference of Young Engineers. Szerk.: Bitay Enikő, Erdélyi Múzeum-Egyesület, Kolozsvár, 331-334, 2015.
5. Lázár, I., Bereczki, H.F., **Manó, S.**, Daróczy, L., Deák, G., Fábíán, I., Csernátóny, Z.: Synthesis and study of new functionalized silica aerogel poly(methyl methacrylate) composites for biomedical use.
Polym. Compos. 36 (2), 348-358, 2015.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/pc.22949>
IF:1.632 (2014)
6. Gyórfi G., **Manó S.**, Csernátóny Z.: Kerekesszékekkel kombinált halokezeléssel szerzett tapasztalataink klinikánkon.
Fizioterápia. 23 (3), 8-10, 2014.
7. Varga, T.A., Mankovits, T., Budai, I., Balogh, G., Gábora, A., Kozma, I., **Manó, S.**, Kocsis, I.:
Structural analysis and statistical evaluation of a closed-cell metal foam.
In: Proceedings of the International Scientific Conference on Advances in Mechanical Engineering (ISCAME 2014). Ed.: Sándor Bodzás, Tamás Mankovits, University of Debrecen Faculty of Engineering, Debrecen, 178-185, 2014.
8. Mankovits, T., Budai, I., Balogh, G., Gábora, A., Kozma, I., Varga, T.A., **Manó, S.**, Kocsis, I., Tóth, L.: Structural Modelling Of Closed-Cell Metal foams.
In: Proceedings of the International Scientific Conference on Advances in Mechanical Engineering (ISCAME 2014). Ed.: Sándor Bodzás, Tamás Mankovits, Debreceni Egyetem, Debrecen, 70-73, 2014.
9. Mankovits, T., Budai, I., Balogh, G., Gábora, A., Kozma, I., Varga, T., **Manó, S.**, Kocsis, I.:
Structural analysis and its statistical evaluation of a closed-cell metal foam.
Int. Rev. Appl. Sci. Eng. 5 (2), 135-143, 2014.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1556/IRASE.5.2014.2.5>





DEBRECENI EGYETEM
EGYETEMI ÉS NEMZETI KÖNYVTÁR



10. **Manó S.**, Ferencz G., Lázár I., Fábán I., Csernátó Z.: A Slooff-technika nanokompozit csontpótló anyaggal történő alkalmazhatóságának meghatározása biomechanikai vizsgálatokkal.
Biomech. Hung. 6 (2), 64-72, 2014.
11. **Manó S.**, Hunya Z., Kósa V., Posgay G., Molnár P., Vekerdy-Nagy Z., Harsányi Z., Csernátó Z.: Angel Heel rendszer: Új mérési technika a részleges alsóvégtag-tehermentesítés tanításában és ellenőrzésében.
Biomech. Hung. 6 (2), 42-51, 2014.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/s00590-014-1466-4>
12. Szabó J., Muraközy K., **Manó S.**: Az ér- és idegsérülések kockázata az acetabulum protézisizálása során.
Biomech. Hung. 6 (2), 34-41, 2014.
13. Szabó B.A., Kiss L., **Manó S.**, Jónás Z., Lázár I., Fábán I., Dezső B., Csernátó Z.: Szuperkritikus körülmények között előállított csontpótló aerogél kompozitok vizsgálata állatkísérleti modelleken.
Biomech. Hung. 6 (2), 52-63, 2014.
14. Szabó, J., **Manó, S.**, Kiss, L., Jónás, Z., Csernátó, Z.: Intraosseous structural graft technique: A new surgical concept in the treatment of superolateral defects in case of dysplastic acetabulum, during hip replacement surgery biomechanical and cadaver experimentations.
Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol. 24 (8), 1447-1453, 2014.
15. Szabó, J., **Manó, S.**, Lőrinc, Á., Györfi, G., Kiss, L., Csernátó, Z.: The biological and biomechanical comparison of two bulk bone graft techniques used in case of dysplastic acetabulum.
Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol. 24 (5), 679-684, 2014.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/s00590-013-1246-6>
16. Pálinkás, J., Szabó, I.A., Harasztosi, L., Soha, R.F., **Manó, S.**, Csernátó, Z.: Development and characterization of a new measurement technique for monitoring changes in acceleration during hippotherapy.
Int. Rev. Appl. Sci. Eng. 4 (1), 21-26, 2013.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1556/IRASE.4.2013.1.3>





DEBRECENI EGYETEM
EGYETEMI ÉS NEMZETI KÖNYVTÁR



17. Balogh G., Tóth L., Mankovits T., **Manó S.**: Titán habok gyártási technológiájának áttekintése
=Manufacturing technologies of titanium foam review.
In: Proceedings of the 1st international scientific conference on advances in mechanical engineering (ISCAME 2013) : 10-11 October 2013, Debrecen, Hungary. Szerk.: Mankovits Tamás, Debreceni Egyetem Műszaki Kar, Gépészmérnöki Tanszék, Debrecen, 8-12, 2013.
18. **Manó S.**, Tóth L., Mankovits T., Balogh G., Soltész I., Csernátó Z.: Fémhabokból készült implantátumok =Implants made from metal foams.
In: Proceedings of the 1st international scientific conference on advances in mechanical engineering (ISCAME 2013) : 10-11 October 2013, Debrecen, Hungary. Szerk.: Mankovits Tamás, Debreceni Egyetem Műszaki Kar, Gépészmérnöki Tanszék, Debrecen, 114-119, 2013.
19. Mankovits T., Tóth L., **Manó S.**, Balogh G., Csernátó Z.: Titánhabok mechanikai tulajdonságai, áttekintés =Mechanical properties of titanium-foams, a review.
In: Proceedings of the 1st international scientific conference on advances in mechanical engineering (ISCAME 2013) : 10-11 October 2013, Debrecen, Hungary. Szerk.: Mankovits Tamás, Debreceni Egyetem Műszaki Kar, Gépészmérnöki Tanszék, Debrecen, 110-113, 2013.
20. Csernátó Z., Kiss L., **Manó S.**, Hunya Z.: Our experience and early results with a complementary implant for the correction of major thoracic curves.
Eur. Spine J. 22 (6), 1286-1291, 2013.
IF:2.473
21. Szabó J., **Manó S.**, Lőrincz Á., Györfi G., Kiss L.: Instrument development for acetabular roof plasty in case of dysplastic acetabular replacement.
Biomech. Hung. 5 (1), 31-38, 2012.
22. Kocsis D., Horváth R., **Manó S.**, Godó Z.A.: Long-term artificially aging process and vibration analysis of pipes.
Int. Rev. Appl. Sci. Eng. 3 (1), 15-19, 2012.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1556/IRASE.3.2012.1.2>
23. Szabó J., Bakó K., **Manó S.**, Csernátó Z.: A fájdalomingerület-vezetés spinális gátlásának elvét felhasználó térdmozgató készülék bemutatása.
Biomech. Hung. 5 (1), 39-43, 2012.

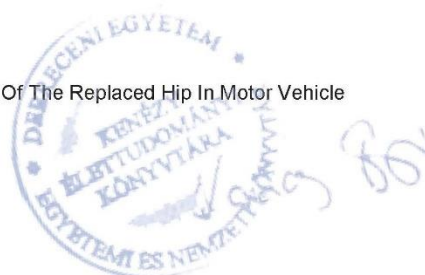




DEBRECENI EGYETEM
EGYETEMI ÉS NEMZETI KÖNYVTÁR



24. Csernátó, Z., **Manó, S.**, Kiss, L.: Aiming accuracy and reliable opposite site cortical sparing wedge osteotomy technique: A surgical trick.
In: The role of osteotomy in the correction of congenital and acquired disorders of the skeleton. Ed.: James P. Waddell, InTech, Horvátország, Rijeka, 183-190, 2012.
DOI: <http://dx.doi.org/10.5772/38115>
25. Bodzay, T., Szita, J., **Manó, S.**, Kiss, L., Jónás, Z., Frenyó, S., Csernátó, Z.: Biomechanical comparison of two stabilization techniques for unstable sacral fractures.
J. Orthop. Sci. 17 (5), 574-579, 2012.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/s00776-012-0246-4>
IF:0.96
26. Bazsó T., **Manó S.**: A zsanéros térdprotézisek biomechanikájáról.
Biomech. Hung. 4 (2), 24-35, 2011.
DOI: <http://dx.doi.org/10.17489/biohun/2011/2/03>
27. **Manó S.**: A Debreceni Egyetem Biomechanikai Laboratóriuma.
Biomech. Hung. 4 (1), 7-14, 2011.
28. Csernátó, Z., Molnár, S., Hunya, Z., **Manó, S.**, Kiss, L.: Biomechanical examination of the thoracic spine: The axial rotation moment and vertical loading capacity of the transverse process.
J. Orthop. Res. 29 (12), 1904-1909, 2011.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/jor.21478>
IF:2.811
29. Tóth, K., Sisák, K., Wellinger, K., **Manó, S.**, Horváth, G., Szendrői, M., Csernátó, Z.: Biomechanical comparison of three cemented stem removal techniques in revision hip surgery.
Arch. Orthop. Trauma Surg. 131 (7), 1007-1012, 2011.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/s00402-010-1247-4>
IF:1.369
30. Csernátó, Z., Pálkás, J., Kiss, L., **Manó, S.**: The Injury Of The Replaced Hip In Motor Vehicle Accidents.
Biomech. Hung. 4 (1), 41-45, 2011.





DEBRECENI EGYETEM
EGYETEMI ÉS NEMZETI KÖNYVTÁR



31. Kocsis, D., Horváth, R., **Manó, S.**, Godó, Z.A.: Vibration analysis of artificially aged pipes.
In: XVII. Épületgépészeti, Gépészeti és Építőipari Szakmai Napok : szakkiallítás és Nemzetközi Tudományos Konferencia 2011. október 13-14. [elektronikus dokumentum].
Szerk.: Kalmár Ferenc, Balla Tibor ; közread. a Debreceni Egyetem Műszaki Kar, Debreceni Egyetem Műszaki Kar, Debrecen, 1-6, 2011.
32. Muraközy K., Rybaltovszki H., **Manó S.**, Fekete K.: Kanülált combnyakcsavar behasítása és rotációgátló lemez alkalmazásának hatása a rögzítés stabilitására (2.).
Magyar Traum. Ort. Kézs. Plaszt. Seb. 53 (1), 41-44, 2010.
33. Rybaltovszki, H., Fekete, K., **Manó, S.**: Is there any reality to the reverse Kapandji operation in the treatment of proximal radioulnar synostosis? Biomechanical measurements.
Biomech. Hung. 3 (2), 43-51, 2010.
34. Tóth, K., Sisák, K., Nagy, J., **Manó, S.**, Csernátó, Z.: Retrograde stem removal in revision hip surgery: Removing a loose or broken femoral component with a retrograde nail.
Arch. Orthop. Trauma Surg. 130 (7), 813-818, 2010.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/s00402-010-1063-x>
IF:1.196
35. Tiba, Z., Husi, G., **Manó, S.**, Kiss, L., Jónás, Z., Nádházi, L., Csernátó, Z.: An easy to use device for lubricity examination.
Biomech. Hung. 2 (2), 27-30, 2010.
36. Lázár, I., **Manó, S.**, Jónás, Z., Kiss, L., Fábán, I., Csernátó, Z.: Mesoporous silica-calcium phosphate composites for experimental bone substitution.
Biomech. Hung. 3 (1), 151-158, 2010.
37. Rybaltovszki H., Muraközy K., **Manó S.**, Fekete K.: Kanülált combnyakcsavar behasítása és rotáció gátló lemez alkalmazásának hatása a rotációs stabilitásra.
Magyar Traum. Ort. Kézs. Plaszt. Seb. 51 (4), 365-369, 2008.
38. Csernátó, Z., Kiss, L., **Manó, S.**: A new technique of wedge osteotomy to diminish undesirable fractures.
Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol. 18, 485-488, 2008.
39. **Manó S.**, Novák L., Csernátó Z.: A 3D nyomtatás technológiájának alkalmazása a cranioplasticában.
Biomech. Hung. 1 (1), 15-20, 2008.



DEBRECENI EGYETEM
EGYETEMI ÉS NEMZETI KÖNYVTÁR



40. Horváth R., Bodnár I., **Manó S.**, Dajkó G., Zolnai L.: Műanyagok mesterséges öregítése =Artificial aging of plastic.
Gép. 59 (8), 37-39, 2008.
41. Csernátó Z., Novák L., Bognár L., Ruszthi P., **Manó S.**: Számítógépes tervezésű cranioplastica: Első hazai eredmények a térbeli nyomtatás orvosi alkalmazásával.
Magyar Traumat. Ortop. Kézs. Plaszt. Seb. 50 (3), 238-243, 2007.
42. Molnár, S., **Manó, S.**, Kiss, L., Csernátó, Z.: Ex Vivo and In Vitro Determination of the Axial Rotational Axis of the Human Thoracic Spine.
Spine. 31 (26), E984-E991, 2006.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1097/01.brs.0000250183.97746.51>
IF:2.351
43. Csernátó, Z., Kiss, L., **Manó, S.**, Gáspár, L., Szepesi, K.: Multilevel callus distraction: A novel idea to shorten the lengthening time.
Med. Hypotheses. 60 (4), 494-497, 2003.
DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0306-9877\(02\)00432-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0306-9877(02)00432-2)
IF:0.684

A közlő folyóiratok összesített impakt faktora: 13,754

A közlő folyóiratok összesített impakt faktora (az értekezés alapjául szolgáló közleményekre):
0,278

A DEENK a Jelölt által az iDEa Tudóstérbe feltöltött adatok bibliográfiai és tudománymetriai ellenőrzését a tudományos adatbázisok és a Journal Citation Reports Impact Factor lista alapján elvégezte.

Debrecen, 2015.08.18.



TÁRGYSZAVAK

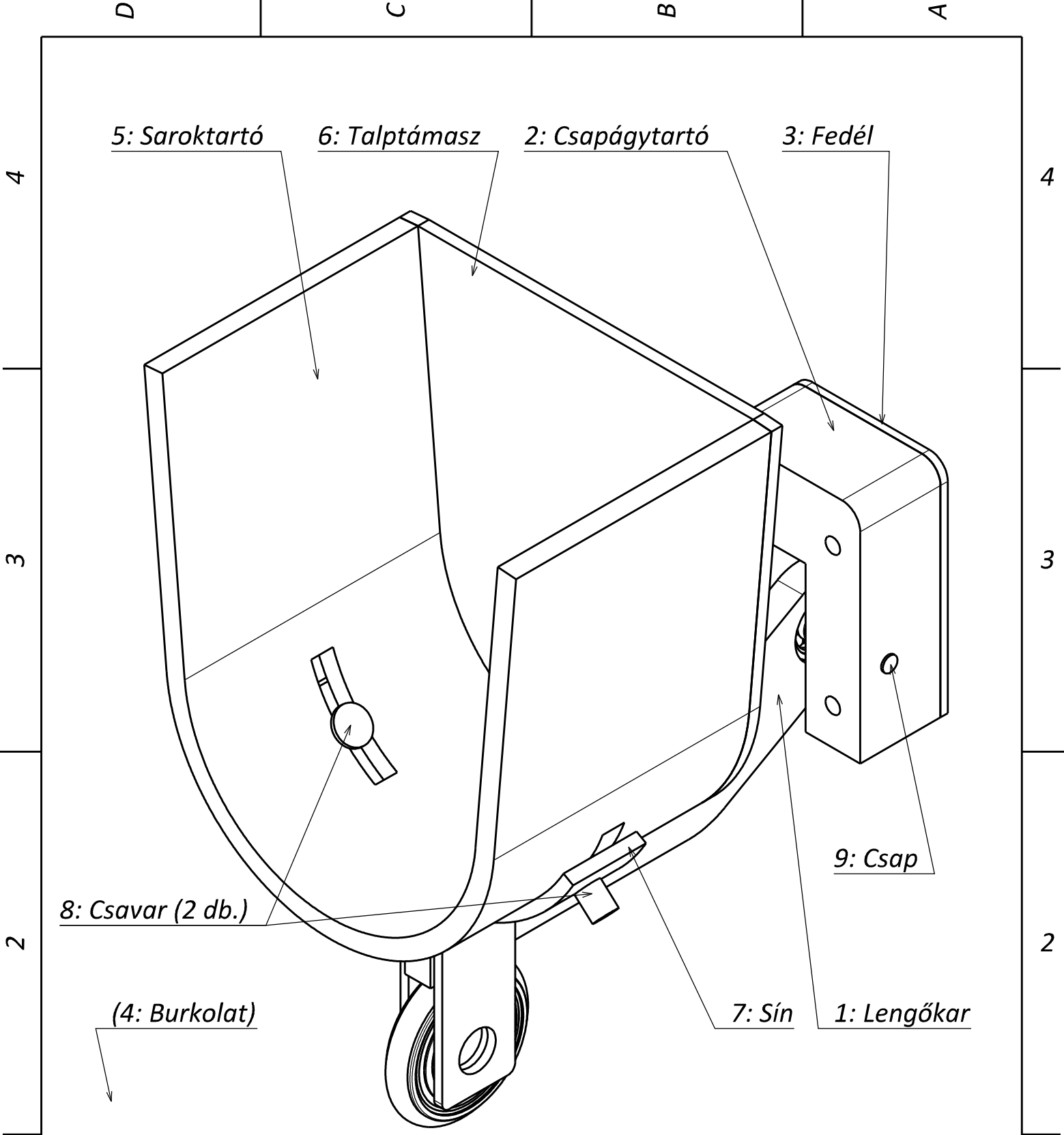
Térd flexiós kontraktúra	Knee flexion contracture
Térd szögmérés	Knee angle measurement
Térd flexió	Knee extension
Mérési pontosság	Accuracy of measurement
Digitális képfeldolgozás	Digital imaging
Sarokrezgető berendezés	Heel vibrating device
Sarokpárna	Elevated heel rest
Posztoperatív rehabilitáció	Posoperative rehabilitation

FÜGGELÉK

1. *A Heel Vibrating Device* ágyhoz kötött változatának műszaki rajzai
2. *A Heel Vibrating Device* mobilis változatának műszaki rajzai
3. *A Knee Moving Device* műszaki rajzai
4. Az értekezés alapjául szolgáló közlemények

1. függelék

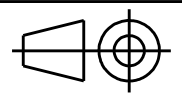
***A Heel Vibrating Device* ágyhoz kötött változatának
műszaki rajzai**



DESIGNED BY:
Manó Sándor
DATE:
2007.10.25.
ANYAG:
DATE:
XXX

SIZE
A4

SCALE
1:1



WEIGHT (kg)
XXX

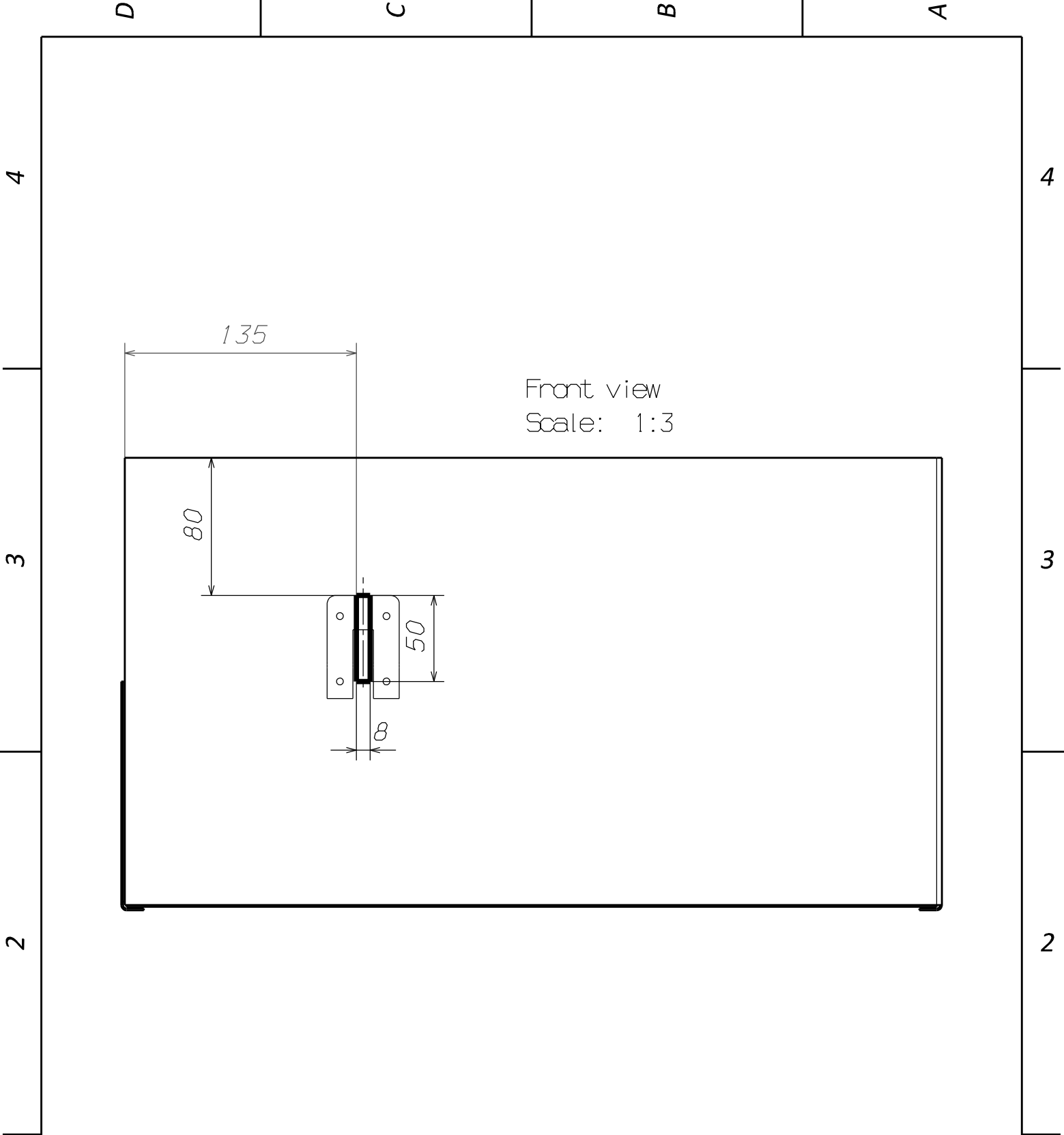
Saroktartó összeállítás
Kapcsolattartó: *Manó Sándor*
Tel.: 06 20 262 71 65

Biomechanikai Laboratórium

DRAWING NUMBER
B

SHEET
1/1

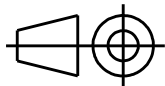
I	–
H	–
G	–
F	–
E	–
D	–
C	–
B	–
A	–



DESIGNED BY:
Manó Sándor
DATE:
2007.10.25.

CHECKED BY:
XXX
DATE:
XXX

SIZE
A4



SCALE
1:3

WEIGHT (kg)
XXX

*Horony kialakítása
a hátfalon*

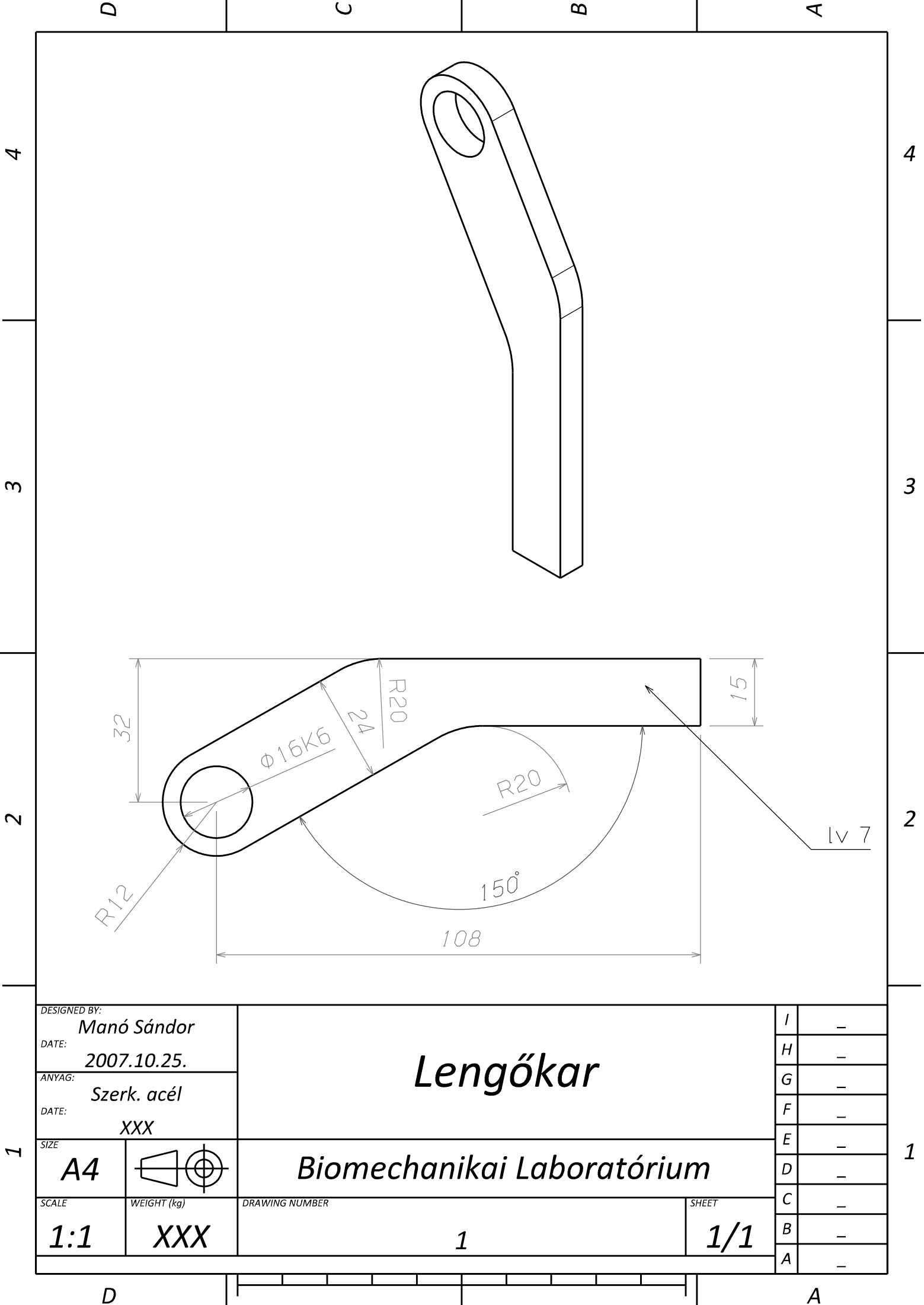
Biomechanikai Laboratórium

DRAWING NUMBER
C

SHEET
1/1

I	–
H	–
G	–
F	–
E	–
D	–
C	–
B	–
A	–





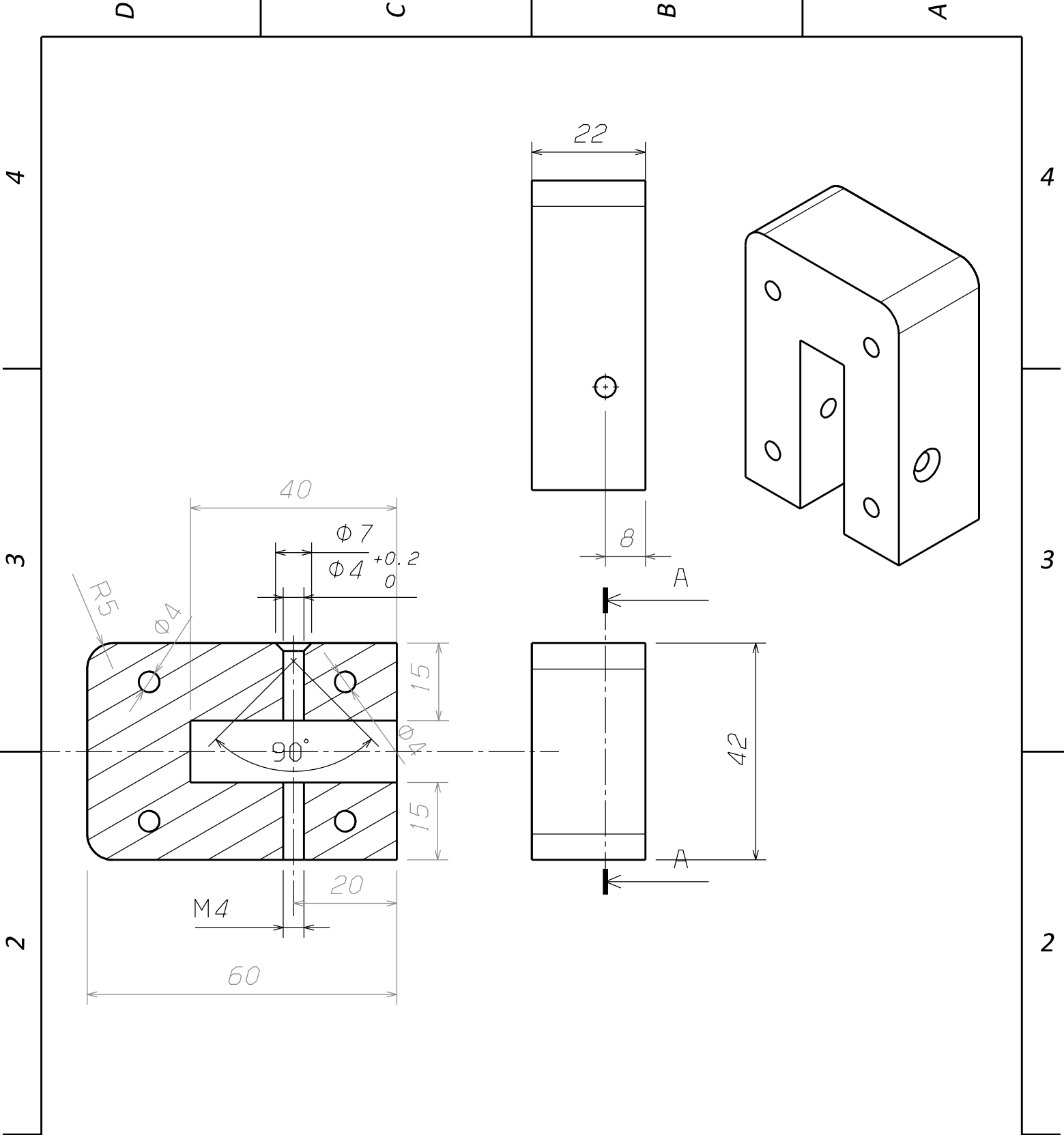
DESIGNED BY: Manó Sándor	
DATE: 2007.10.25.	
ANYAG: Szerk. acél	
DATE: XXX	
SIZE A4	
SCALE 1:1	WEIGHT (kg) XXX

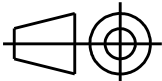
Lengőkar	
Biomechanikai Laboratórium	
DRAWING NUMBER 1	
SHEET 1/1	

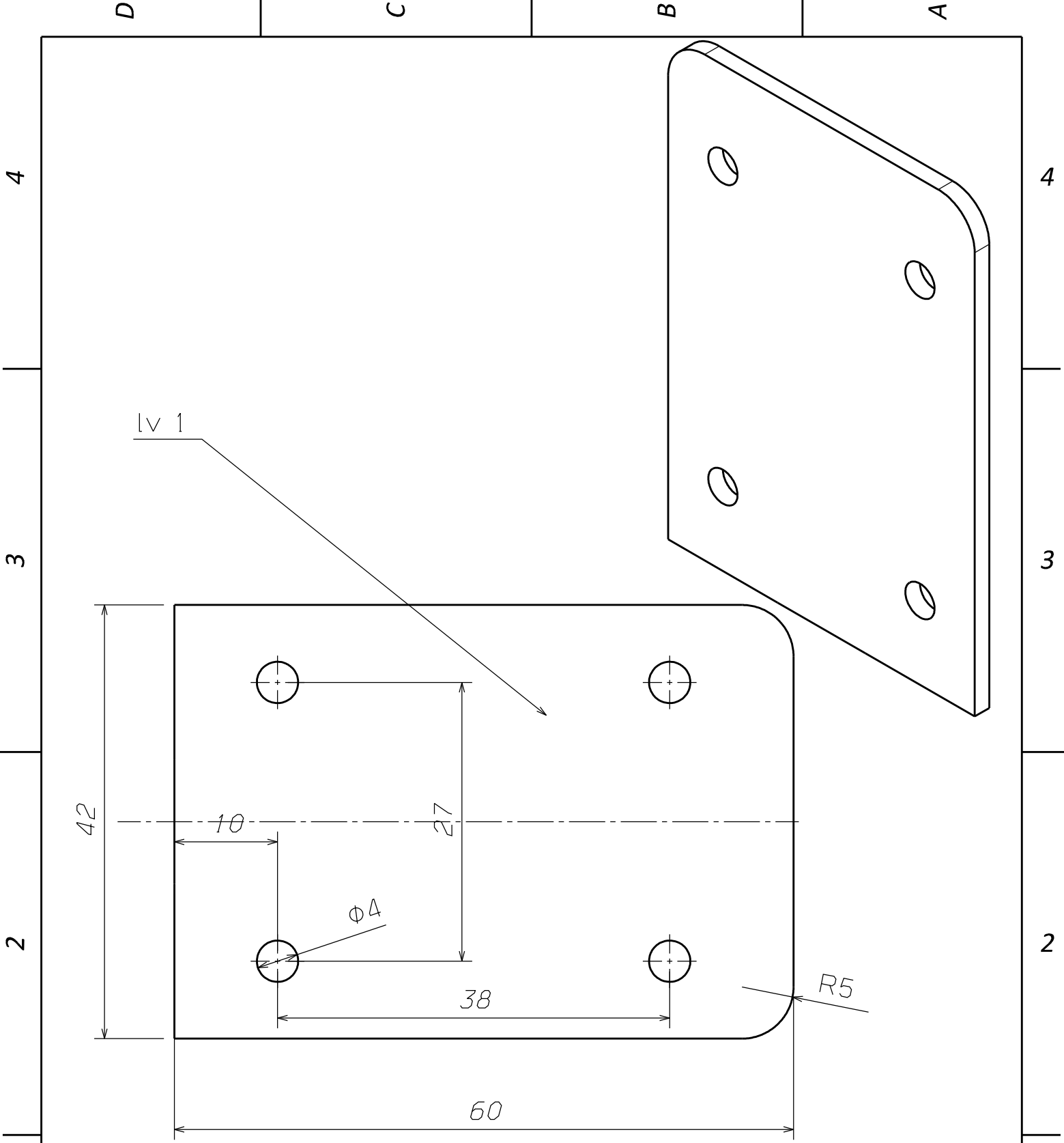
I	-
H	-
G	-
F	-
E	-
D	-
C	-
B	-
A	-

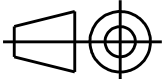
D

A



DESIGNED BY: <i>Manó Sándor</i>		<i>Csapágytartó</i>		I	—
DATE: <i>2007.10.25.</i>				H	—
ANYAG: <i>Szerk. acél</i>				G	—
DATE: <i>XXX</i>		<i>Biomechanikai Laboratórium</i>		F	—
SIZE <i>A4</i>				E	—
SCALE <i>1:1</i>	WEIGHT (kg) <i>XXX</i>			D	—
		DRAWING NUMBER <i>2</i>	SHEET <i>1/1</i>	C	—
				B	—
				A	—



DESIGNED BY: <i>Manó Sándor</i>		<i>Fedél</i>	I	–
DATE: <i>2007.10.25.</i>			H	–
ANYAG: <i>Szerk. acél</i>			G	–
DATE: <i>XXX</i>		<i>Biomechanikai Laboratórium</i>	F	–
SIZE <i>A4</i>			E	–
SCALE <i>2:1</i>	WEIGHT (kg) <i>XXX</i>		D	–
		<i>3</i>	C	–
			B	–
			A	–
		<i>1/1</i>		

1

1

4

4

3

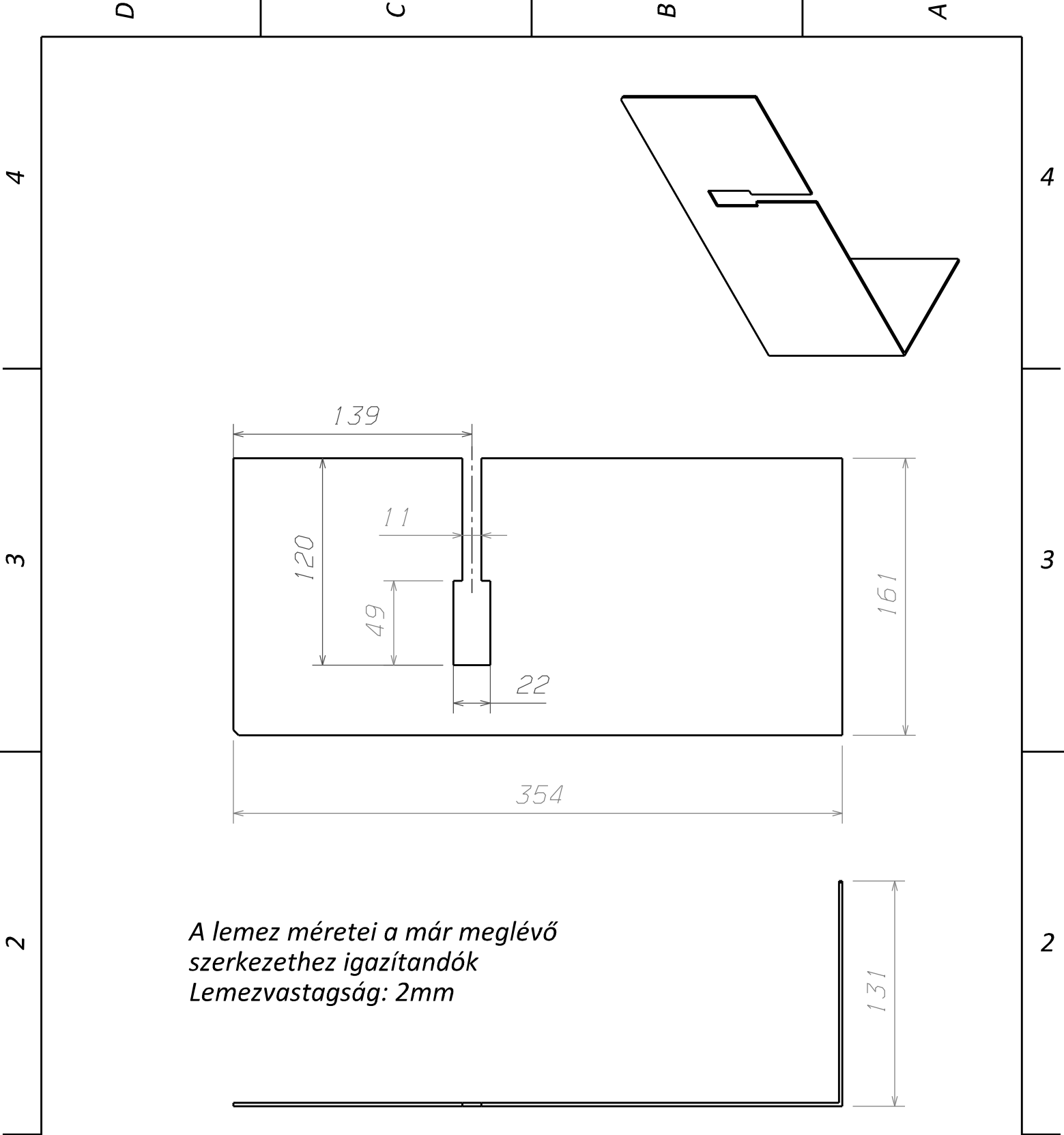
3

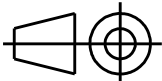
2

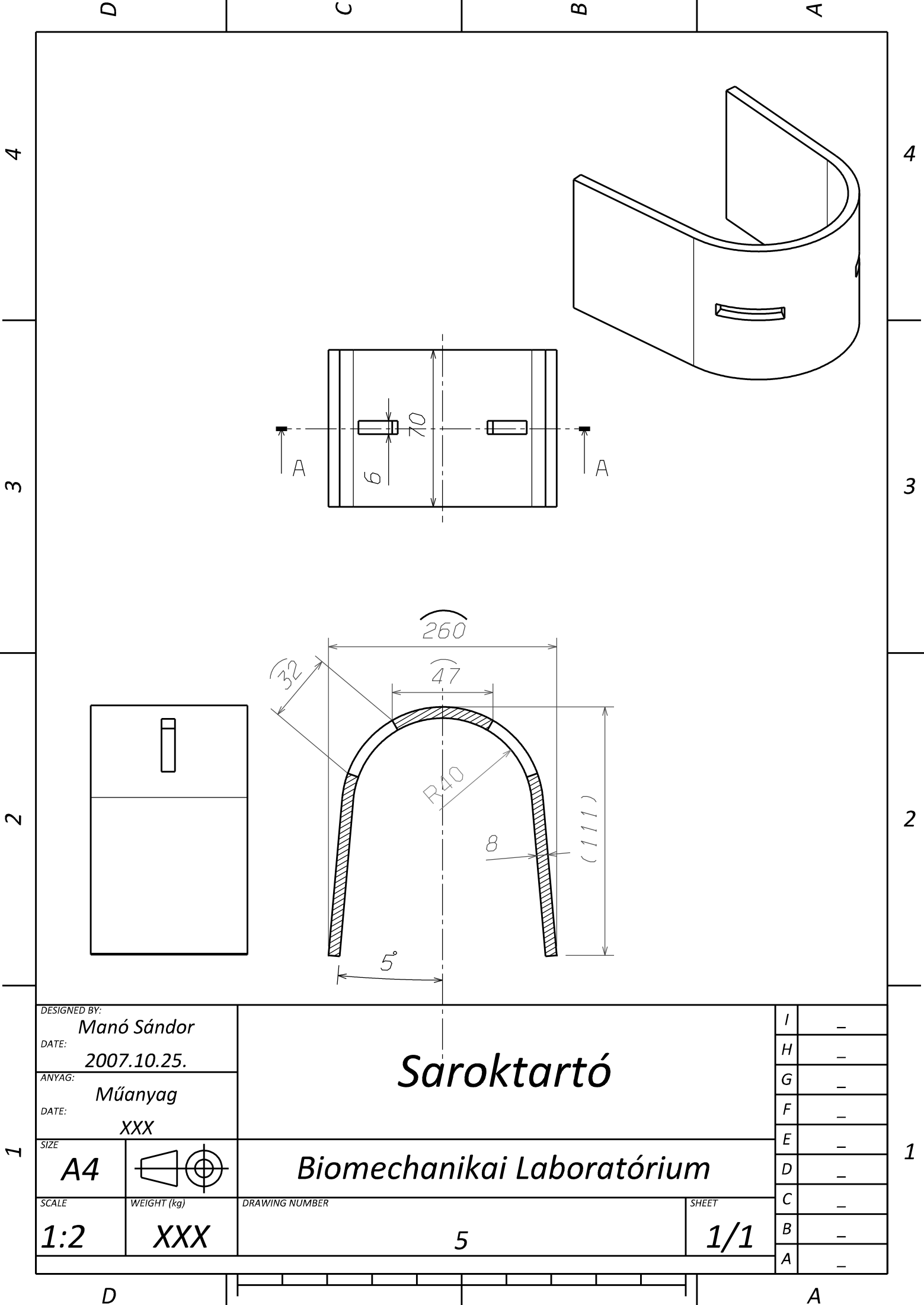
2

1

1



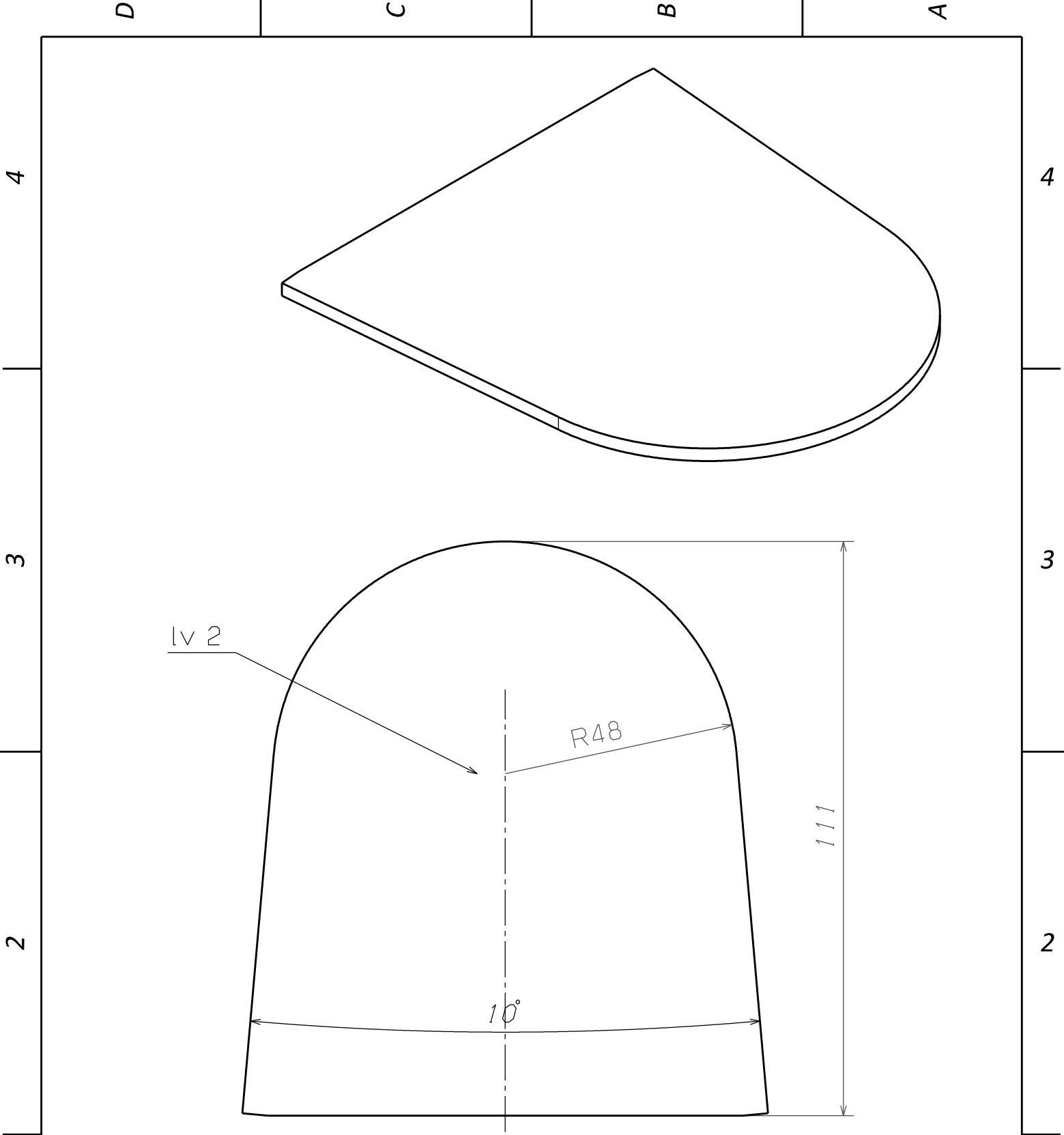
DESIGNED BY: <i>Manó Sándor</i>		<i>Burkolat</i>		I	—
DATE: <i>2007.10.25.</i>				H	—
ANYAG: <i>Rozsdamentes acél</i>				G	—
DATE: <i>XXX</i>		<i>Biomechanikai Laboratórium</i>		F	—
SIZE <i>A4</i>				E	—
SCALE <i>1:3</i>	WEIGHT (kg) <i>XXX</i>			D	—
DRAWING NUMBER <i>4</i>		SHEET <i>1/1</i>	C	—	
			B	—	
			A	—	

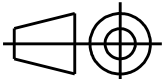


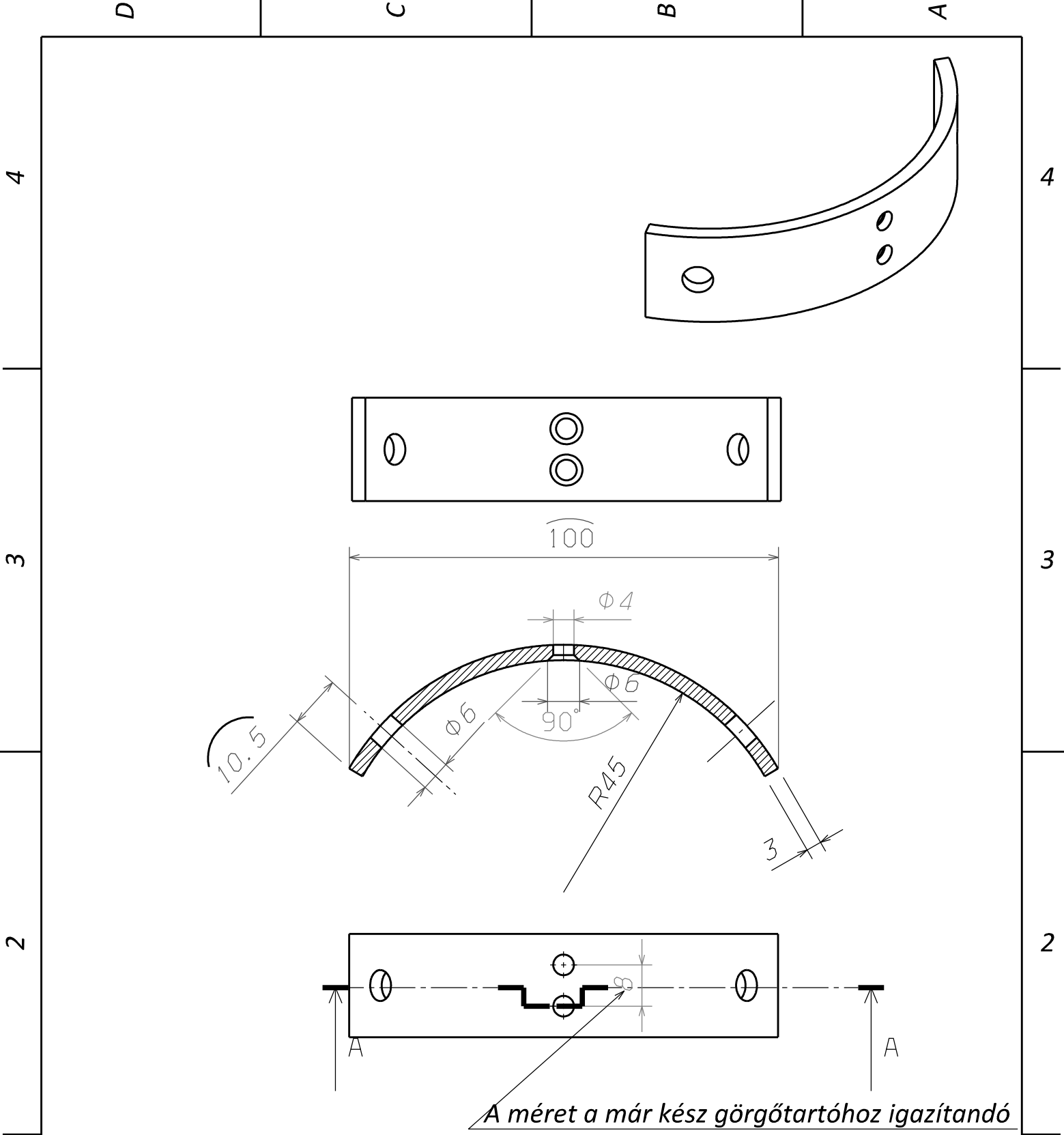
DESIGNED BY: <i>Manó Sándor</i>	
DATE: <i>2007.10.25.</i>	
ANYAG: <i>Műanyag</i>	
DATE: <i>XXX</i>	
SIZE A4	
SCALE 1:2	WEIGHT (kg) XXX

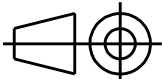
Saroktartó	
<i>Biomechanikai Laboratórium</i>	
DRAWING NUMBER 5	
SHEET 1/1	

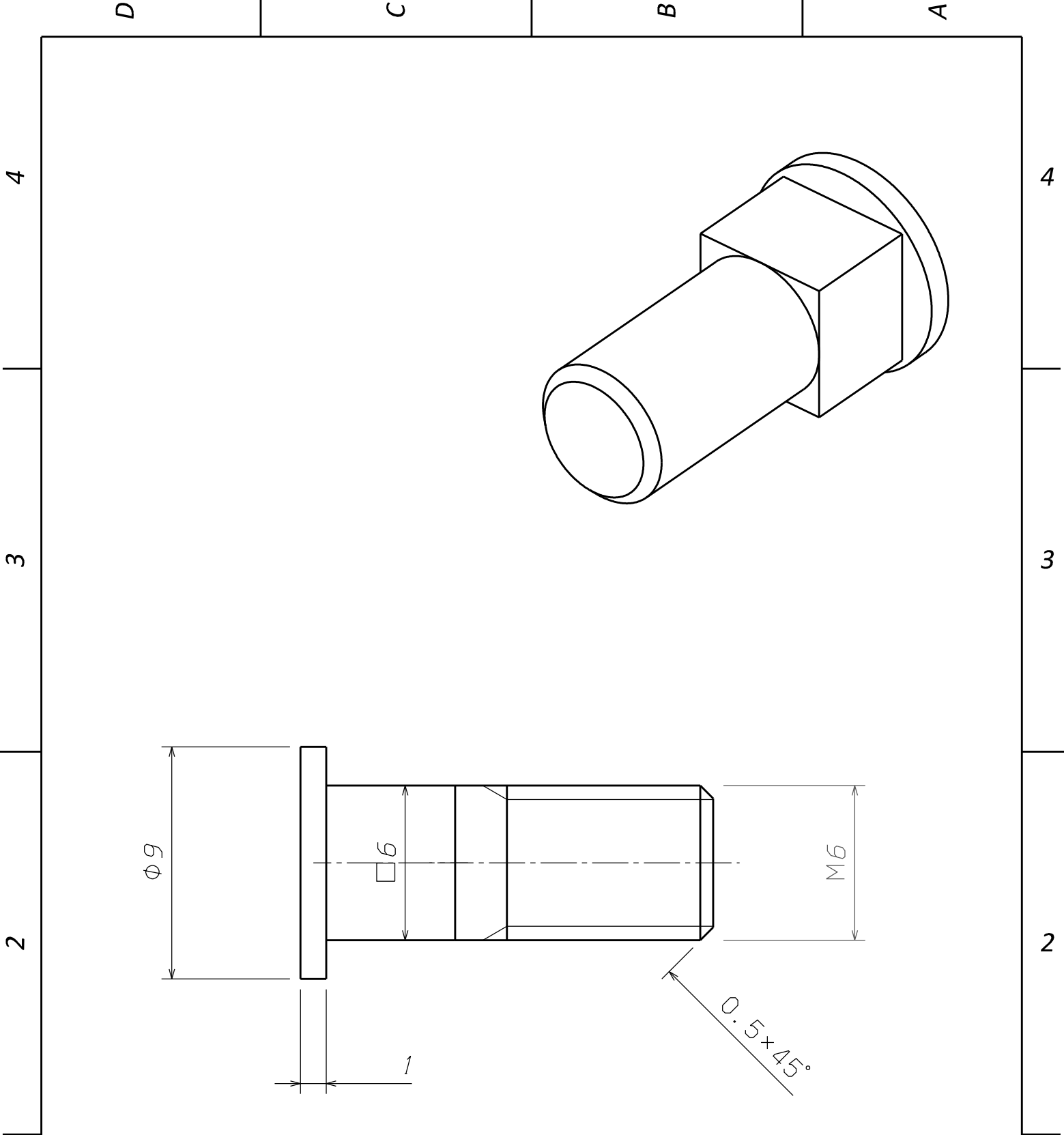
I	–
H	–
G	–
F	–
E	–
D	–
C	–
B	–
A	–

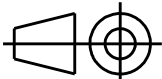


DESIGNED BY: <i>Manó Sándor</i>		<i>Talptámasz</i>	I	–
DATE: <i>2007.10.25.</i>			H	–
ANYAG: <i>Rozsdamentes acél</i>			G	–
DATE: <i>XXX</i>		<i>Biomechanikai Laboratórium</i>	F	–
SIZE <i>A4</i>			E	–
SCALE <i>1:2</i>	WEIGHT (kg) <i>XXX</i>		D	–
DRAWING NUMBER <i>6</i>		C	–	
SHEET <i>1/1</i>		B	–	
		A	–	



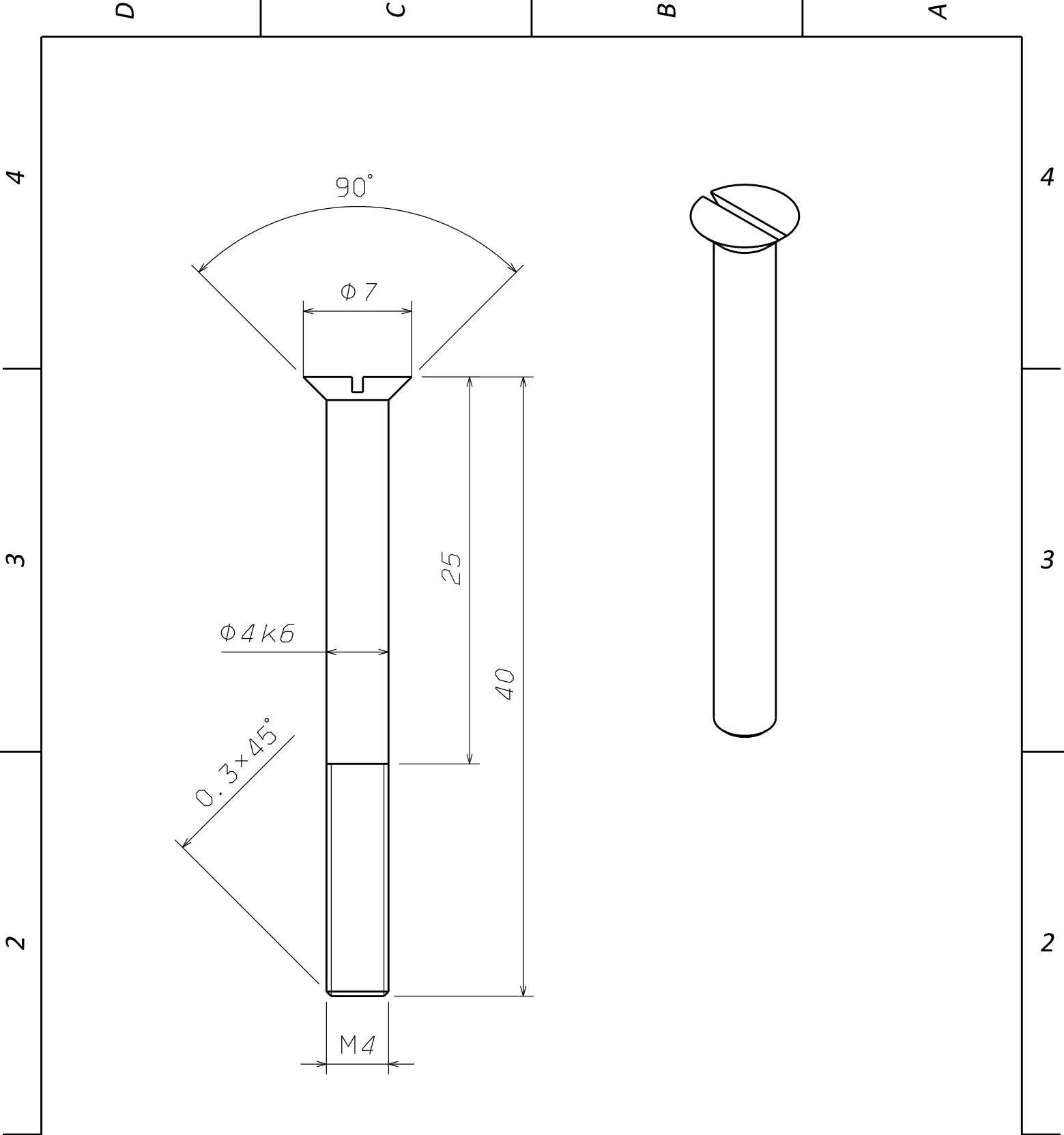
DESIGNED BY: <i>Manó Sándor</i>		<i>Sín</i>	I	–
DATE: <i>2007.10.25.</i>			H	–
ANYAG: <i>Rozsdamentes acél</i>			G	–
DATE: <i>XXX</i>			F	–
SIZE <i>A4</i>		<i>Biomechanikai Laboratórium</i>	E	–
SCALE <i>1:2</i>	WEIGHT (kg) <i>XXX</i>		D	–
DRAWING NUMBER <i>7</i>			C	–
SHEET <i>1/1</i>			B	–
			A	–

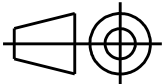


DESIGNED BY: <i>Manó Sándor</i>		<i>Csavar</i>	I	–
DATE: <i>2007.10.25.</i>			H	–
ANYAG: <i>Szerk. acél</i>			G	–
DATE: <i>XXX</i>		<i>Biomechanikai Laboratórium</i>	F	–
SIZE <i>A4</i>			E	–
SCALE <i>5:1</i>	WEIGHT (kg) <i>XXX</i>		D	–
		DRAWING NUMBER <i>8</i>	C	–
		SHEET <i>1/1</i>	B	–
			A	–

1

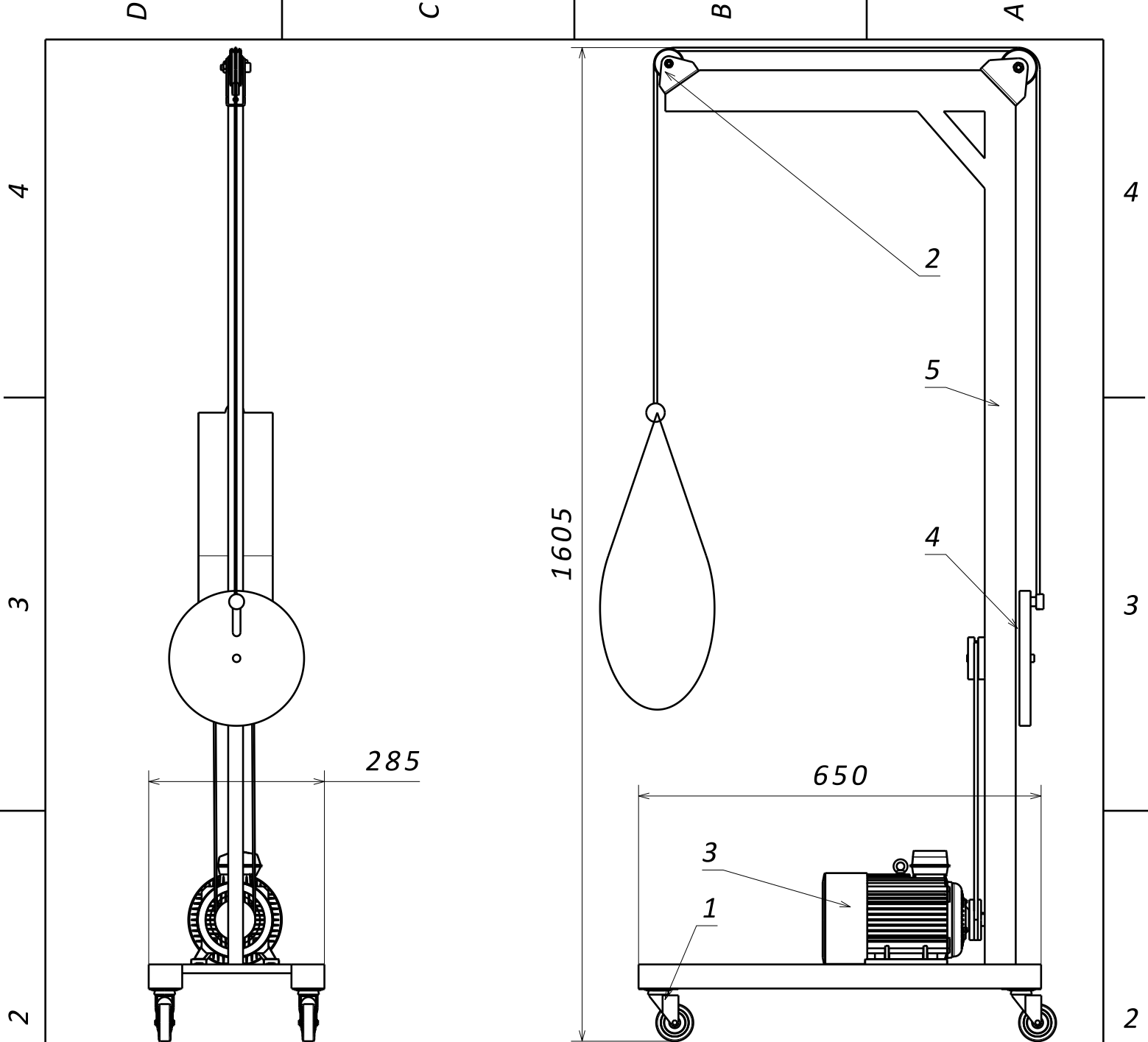
1



DESIGNED BY: <i>Manó Sándor</i>		<i>Csap</i>		I	—
DATE: <i>2007.10.25.</i>				H	—
ANYAG: <i>Szerk. acél</i>				G	—
DATE: <i>XXX</i>				F	—
SIZE <i>A4</i>		<i>Biomechanikai Laboratórium</i>		E	—
SCALE <i>3:1</i>	WEIGHT (kg) <i>XXX</i>			D	—
DRAWING NUMBER <i>9</i>				C	—
SHEET <i>1/1</i>				B	—
				A	—

2. függelék

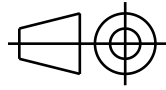
A Heel Vibrating Device mobilis változatának műszaki rajzai



5	1	Állvány		Fe275	HVD-M-00-05
4	1	Tárcsa		Fe275	HVD-M-00-04
3	1	Motor	FUKUTA AEEF-2P	-	-
2	2	Csiga	Schmersal 1192433	-	-
1	4	Kerék	ALEX 2-1579	-	-
Tételszám	Db	Megnevezés	Szabvány/azonosító	Anyag	Rajzszám

DESIGNED BY:	Manó Sándor
DATE:	2014.10.04.
CHECKED BY:	XXX
DATE:	XXX

SIZE	A4
------	----



SCALE	1:9
WEIGHT (kg)	32,1

HVD-M összeállítás

DE Biomechanikai Laboratórium

HVD-M-00

I	-
H	-
G	-
F	-
E	-
D	-
C	-
B	-
A	-

1

1

4

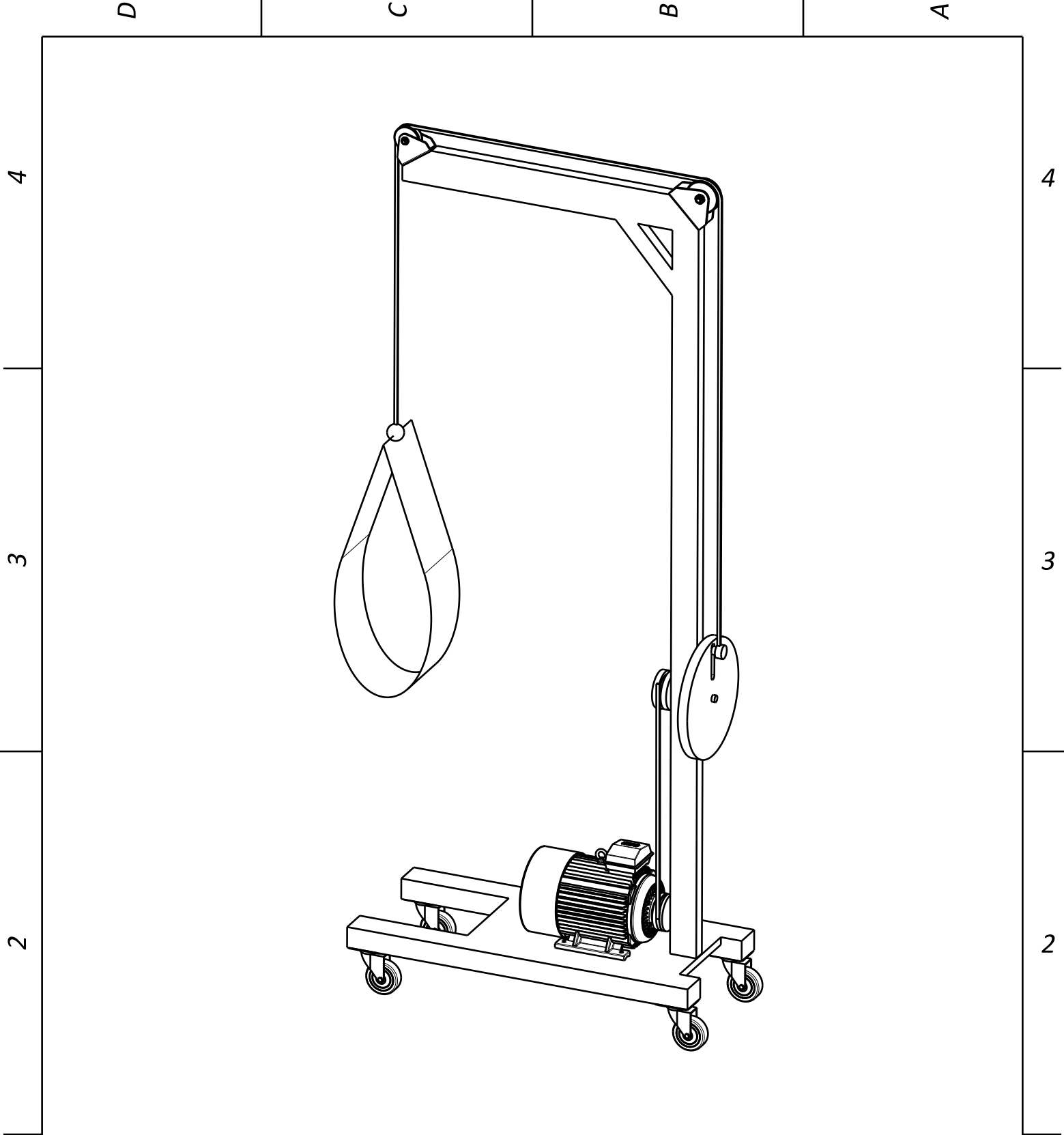
4

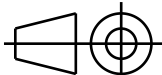
3

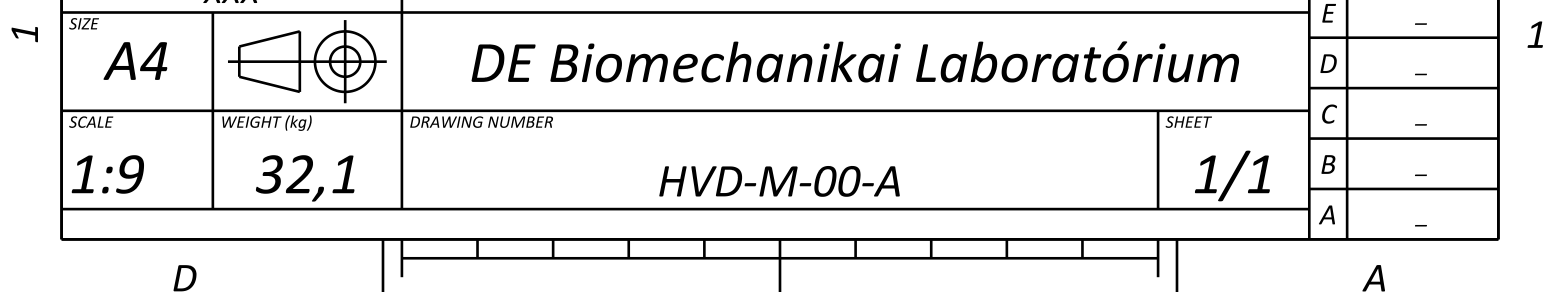
3

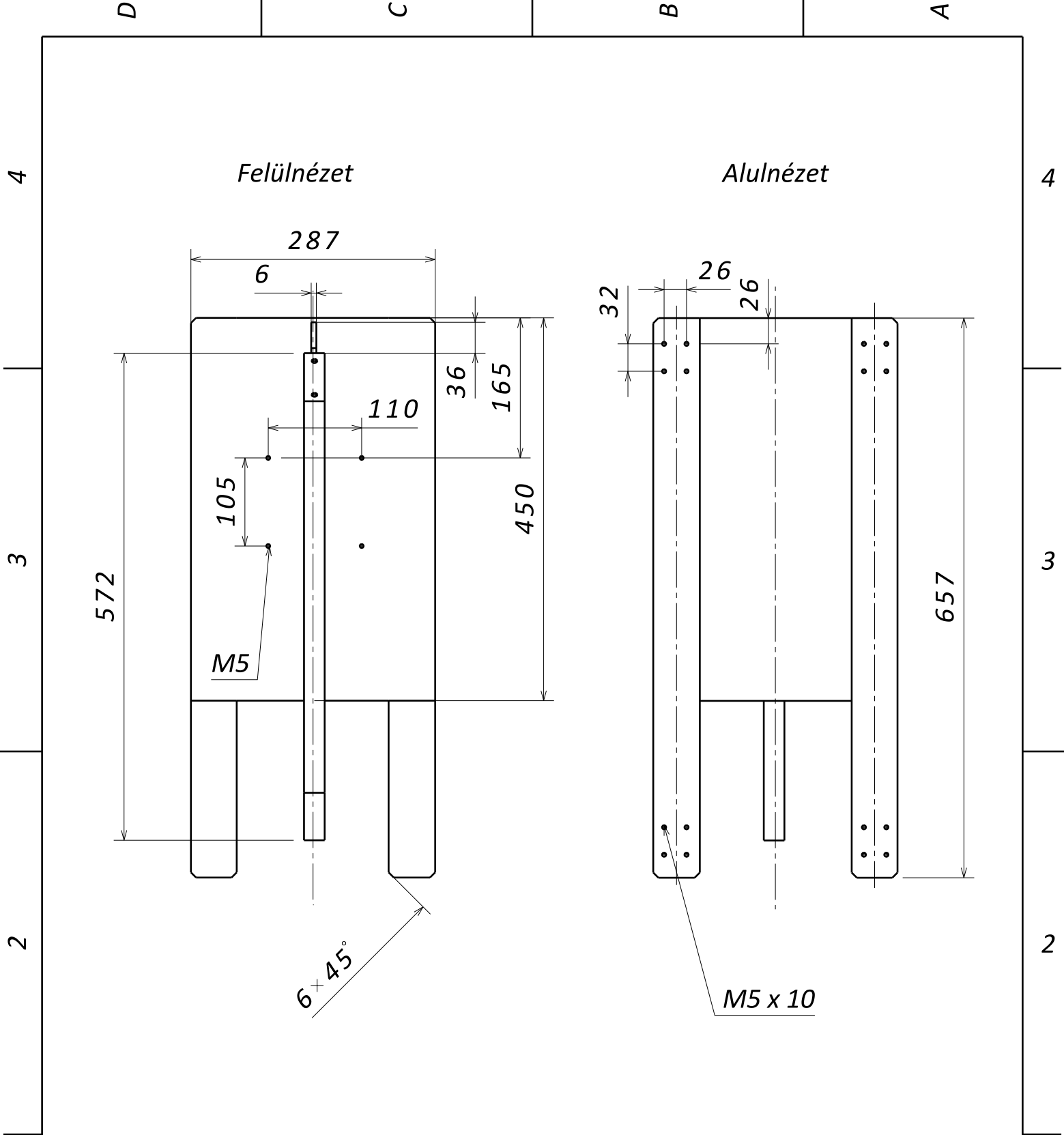
2

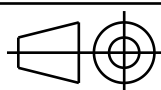
2

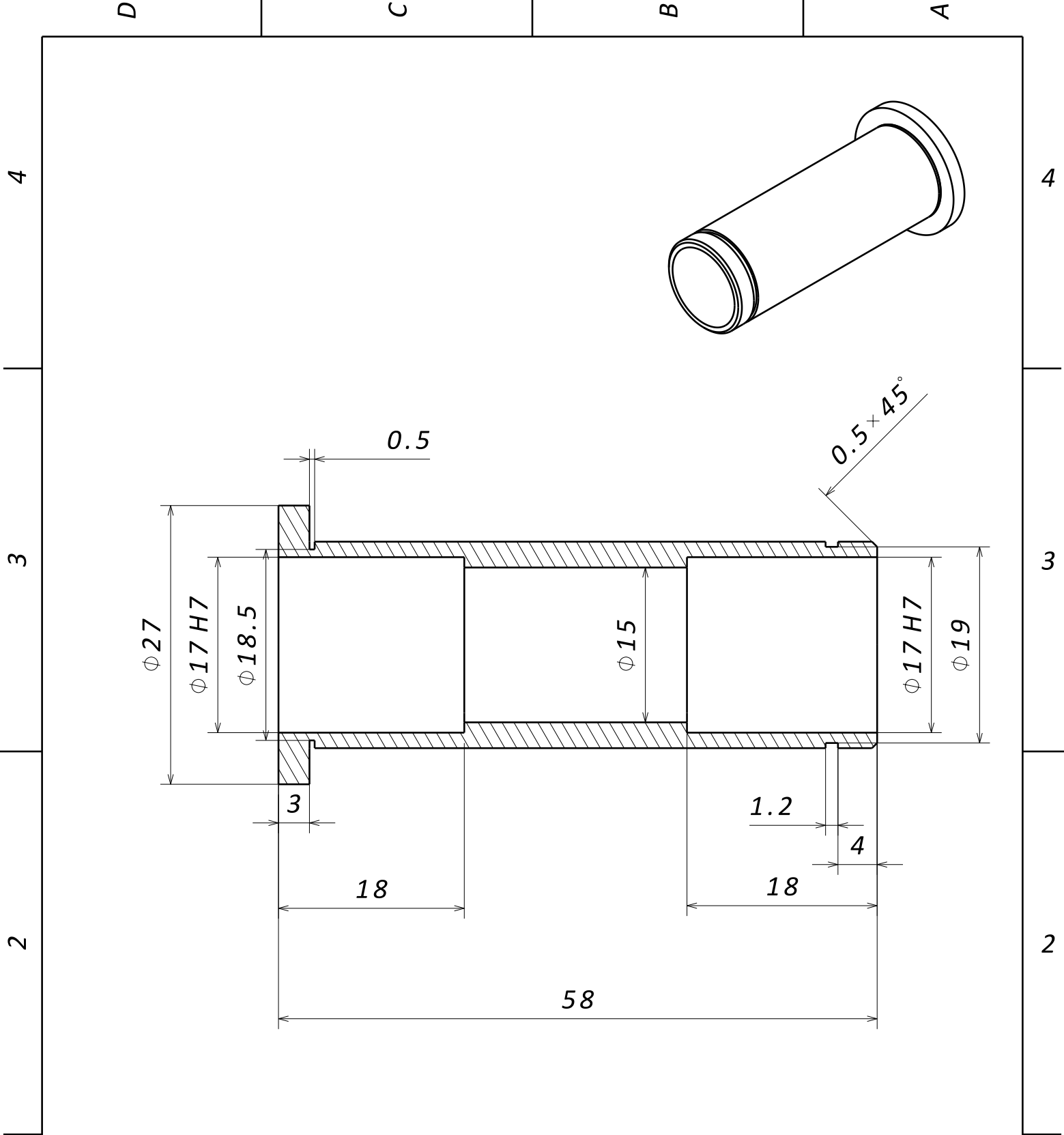


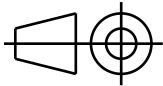
DESIGNED BY: <i>Manó Sándor</i>		<i>HVD-ISO</i>		I	–
DATE: <i>2014.10.04.</i>				H	–
CHECKED BY: <i>XXX</i>				G	–
DATE: <i>XXX</i>				F	–
SIZE <i>A4</i>		<i>DE Biomechanikai Laboratórium</i>		E	–
SCALE <i>1:9</i>	WEIGHT (kg) <i>32,1</i>			D	–
		DRAWING NUMBER <i>HVD-M-00-A</i>	SHEET <i>1/1</i>	C	–
				B	–
				A	–





DESIGNED BY: <i>Manó Sándor</i>		<i>Állvány</i>	I	–	
DATE: <i>2014.10.04.</i>			H	–	
CHECKED BY: <i>Dr. Csernátony Zoltán</i>			G	–	
DATE: <i>2014.10.04.</i>			F	–	
			E	–	
SIZE <i>A4</i>		<i>DE Biomechanikai Laboratórium</i>	D	–	
SCALE <i>1:5</i>	WEIGHT (kg) <i>28</i>		C	–	
		DRAWING NUMBER <i>HVD-M-00-05</i>	SHEET <i>2/2</i>	B	–
				A	–

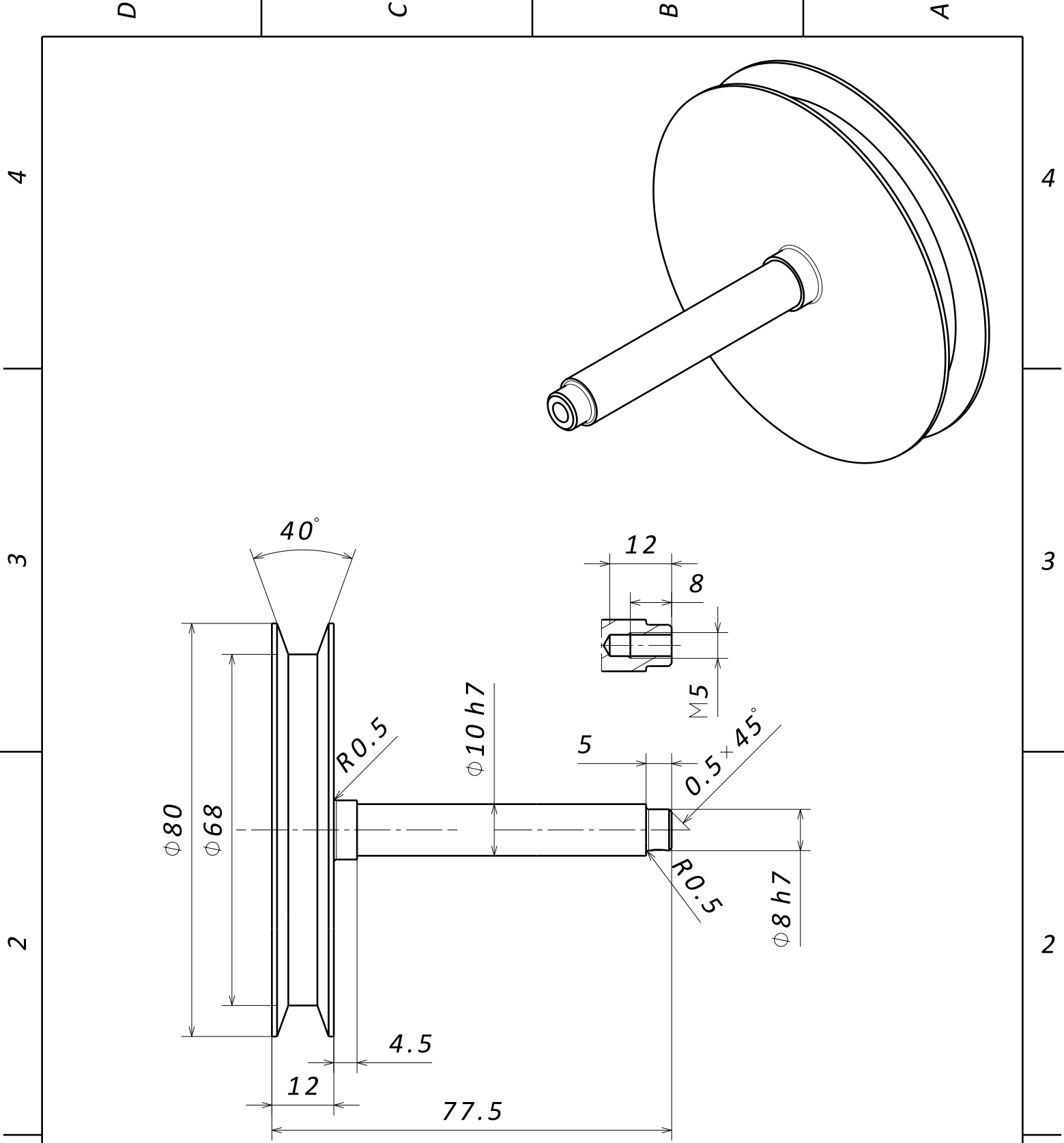


DESIGNED BY: Manó Sándor	
DATE: 2014.10.04.	
CHECKED BY: Dr. Csernátony Zoltán	
DATE: XXX	
SIZE A4	
SCALE 2:1	WEIGHT (kg) 0,1

Csapágyház	
DE Biomechanikai Laboratórium	
DRAWING NUMBER HVD-M-00-04-01	
SHEET 1/1	

I	-
H	-
G	-
F	-
E	-
D	-
C	-
B	-
A	-





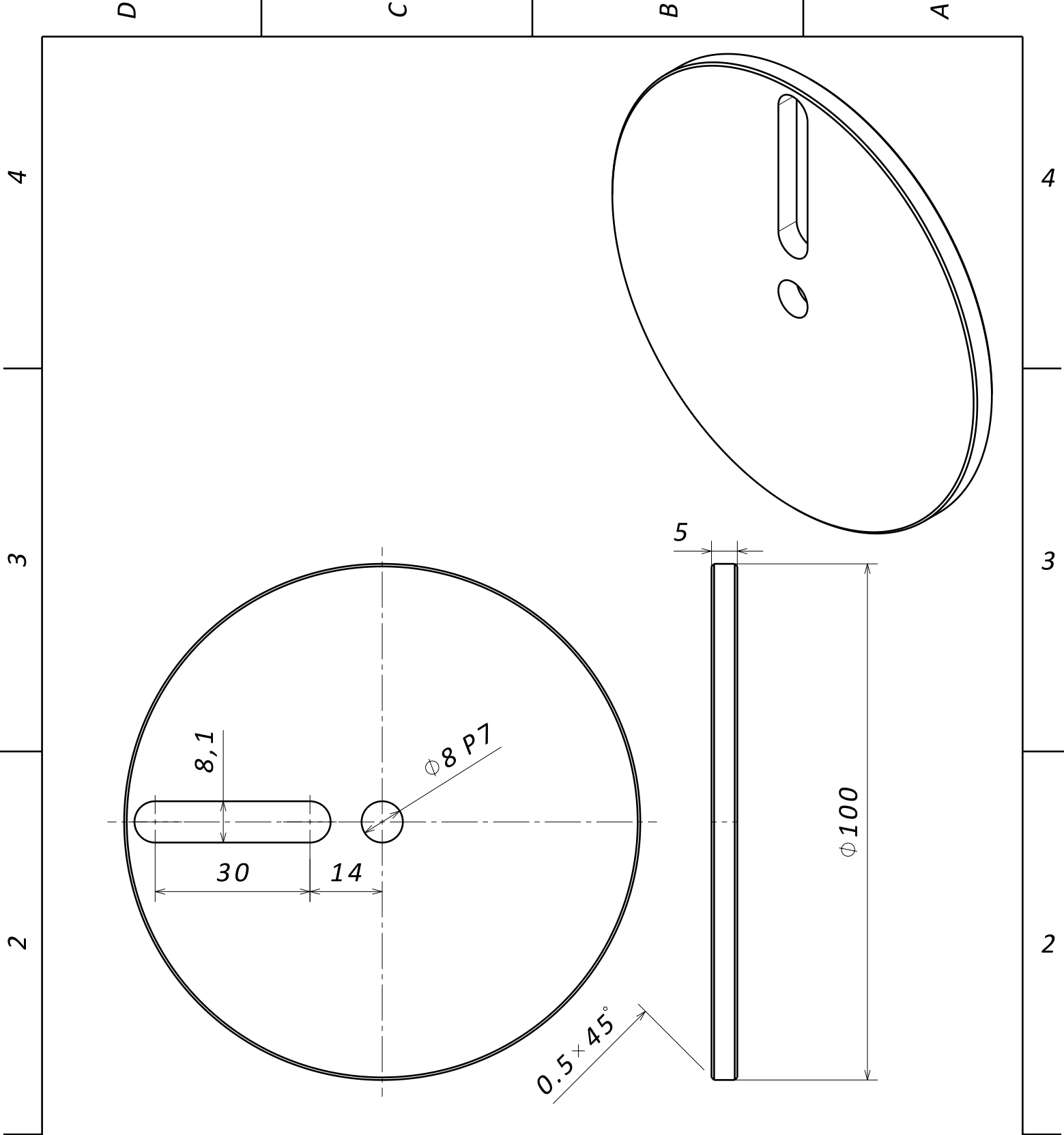
DESIGNED BY: Manó Sándor	
DATE: 2014.10.04.	
CHECKED BY: Dr. Csernátorny Zoltán	
DATE: XXX	
SIZE A4	
SCALE 1:1	WEIGHT (kg) 0,4

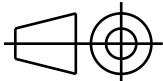
Tengely 1	
DE Biomechanikai Laboratórium	
DRAWING NUMBER HVD-M-00-04-02	
SHEET 1/1	

I	-
H	-
G	-
F	-
E	-
D	-
C	-
B	-
A	-

1

1



DESIGNED BY: <i>Manó Sándor</i>		<i>Tárcsa</i>		I	–
DATE: <i>2014.10.04.</i>				H	–
CHECKED BY: <i>Dr. Csernátony Zoltán</i>				G	–
DATE: <i>XXX</i>		<i>DE Biomechanikai Laboratórium</i>		F	–
SIZE <i>A4</i>				E	–
SCALE <i>1:1</i>	WEIGHT (kg) <i>0,3</i>	<i>HVD-M-00-04-07</i>		D	–
				C	–
		<i>1/1</i>		B	–
				A	–

1

1

4

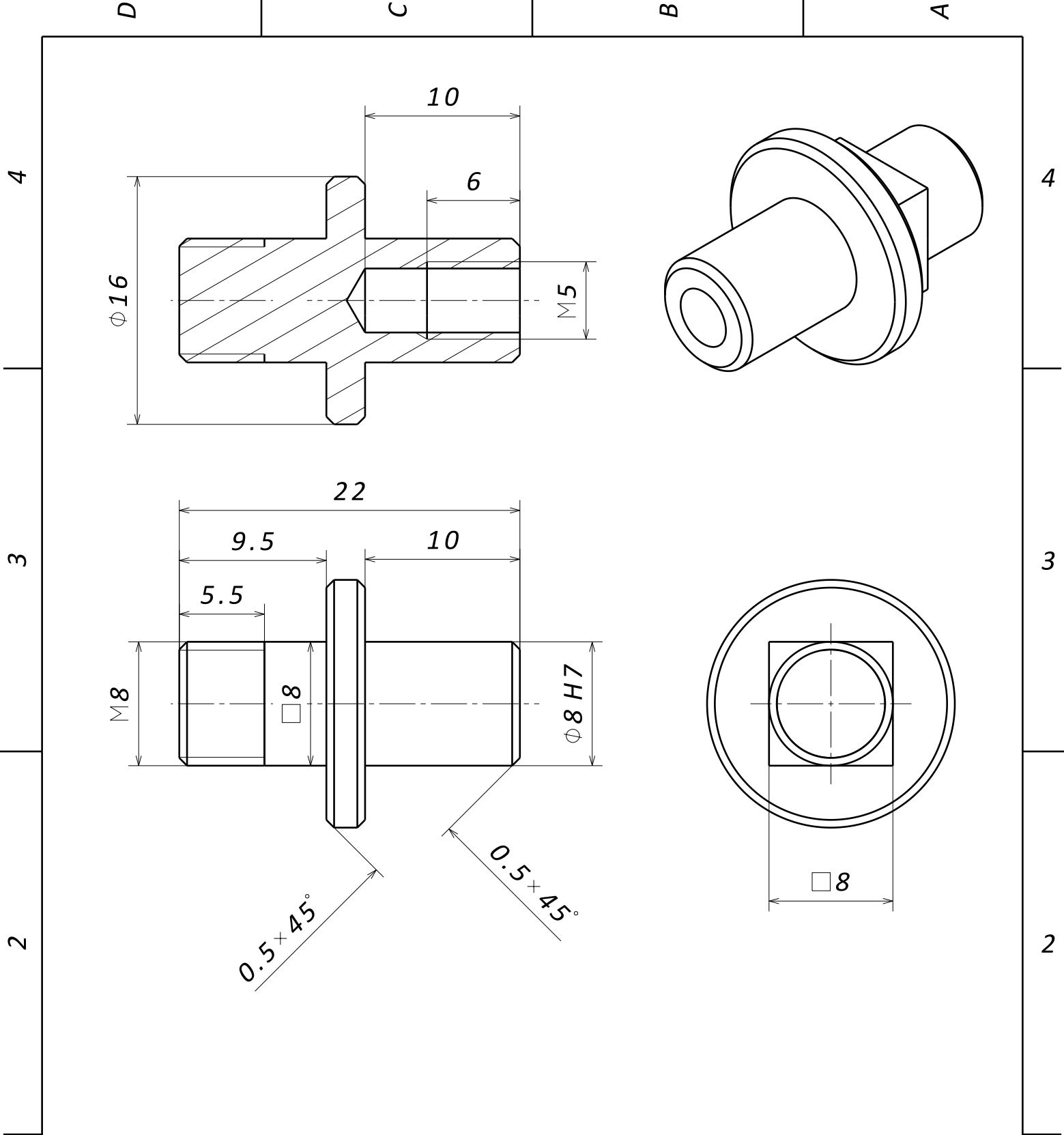
4

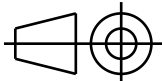
3

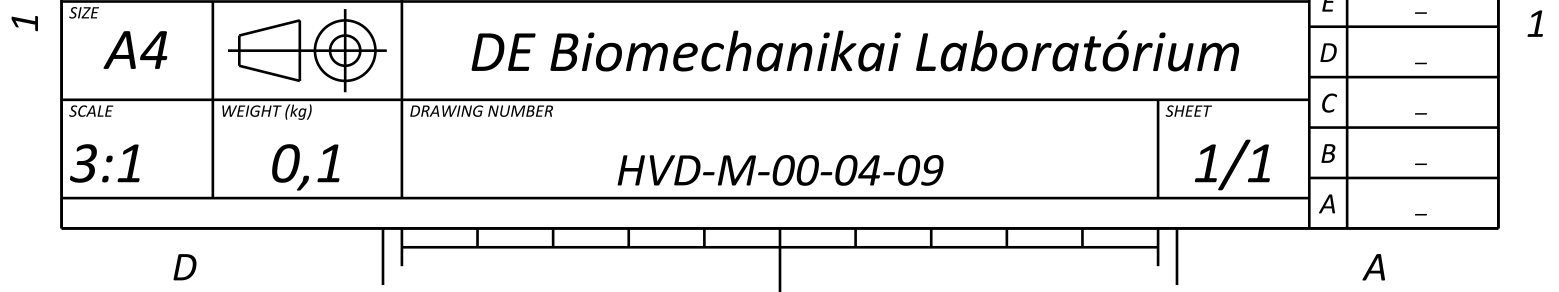
3

2

2

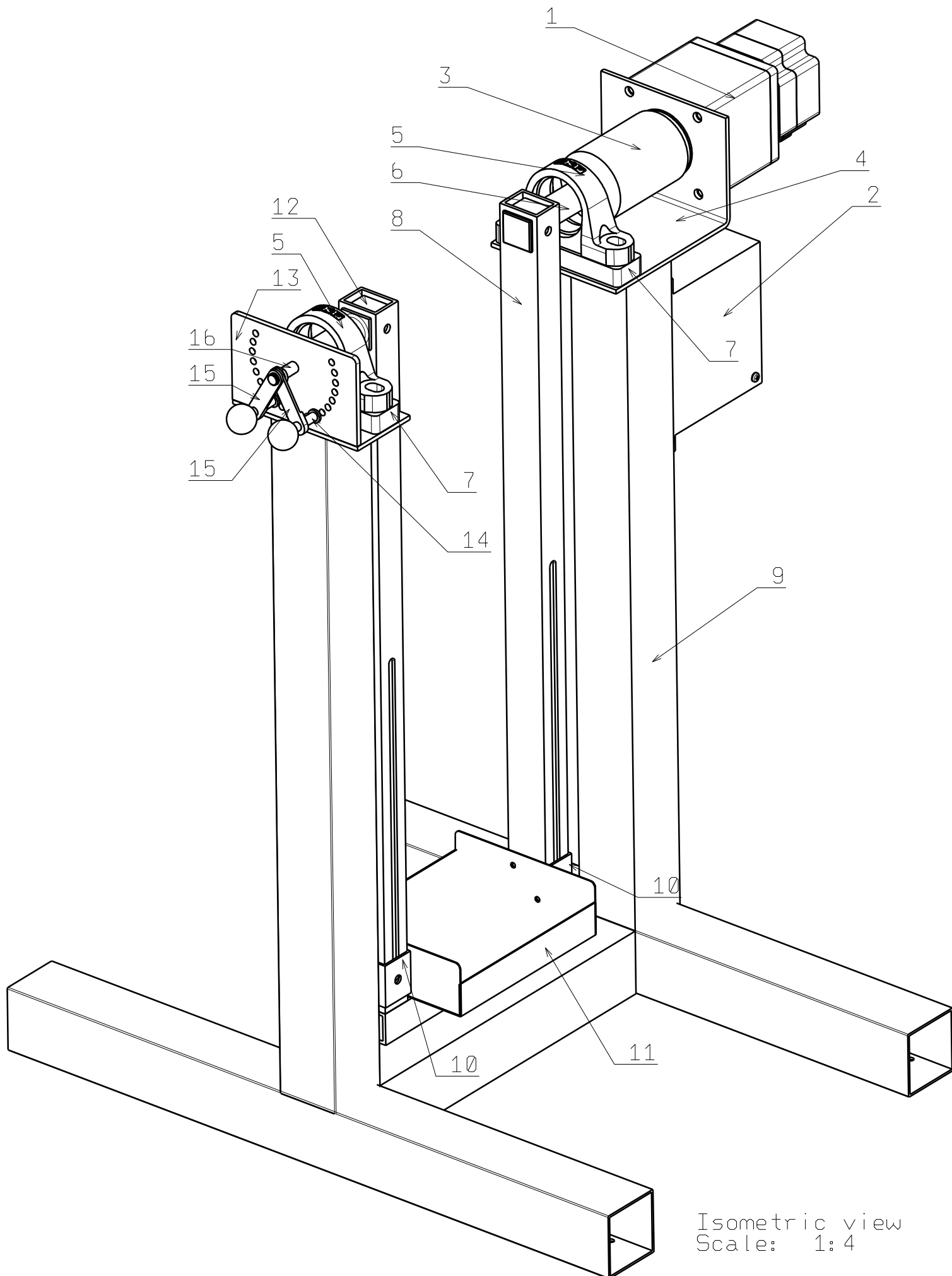


DESIGNED BY: <i>Manó Sándor</i>		<i>Tengely 2</i>		I	–
DATE: <i>2014.10.04.</i>				H	–
CHECKED BY: <i>Dr. Csernátony Zoltán</i>				G	–
DATE: <i>XXX</i>		<i>DE Biomechanikai Laboratórium</i>		F	–
SIZE <i>A4</i>				E	–
SCALE <i>3:1</i>	WEIGHT (kg) <i>0,1</i>	DRAWING NUMBER <i>HVD-M-00-04-09</i>		D	–
		SHEET <i>1/1</i>		C	–
				B	–
				A	–

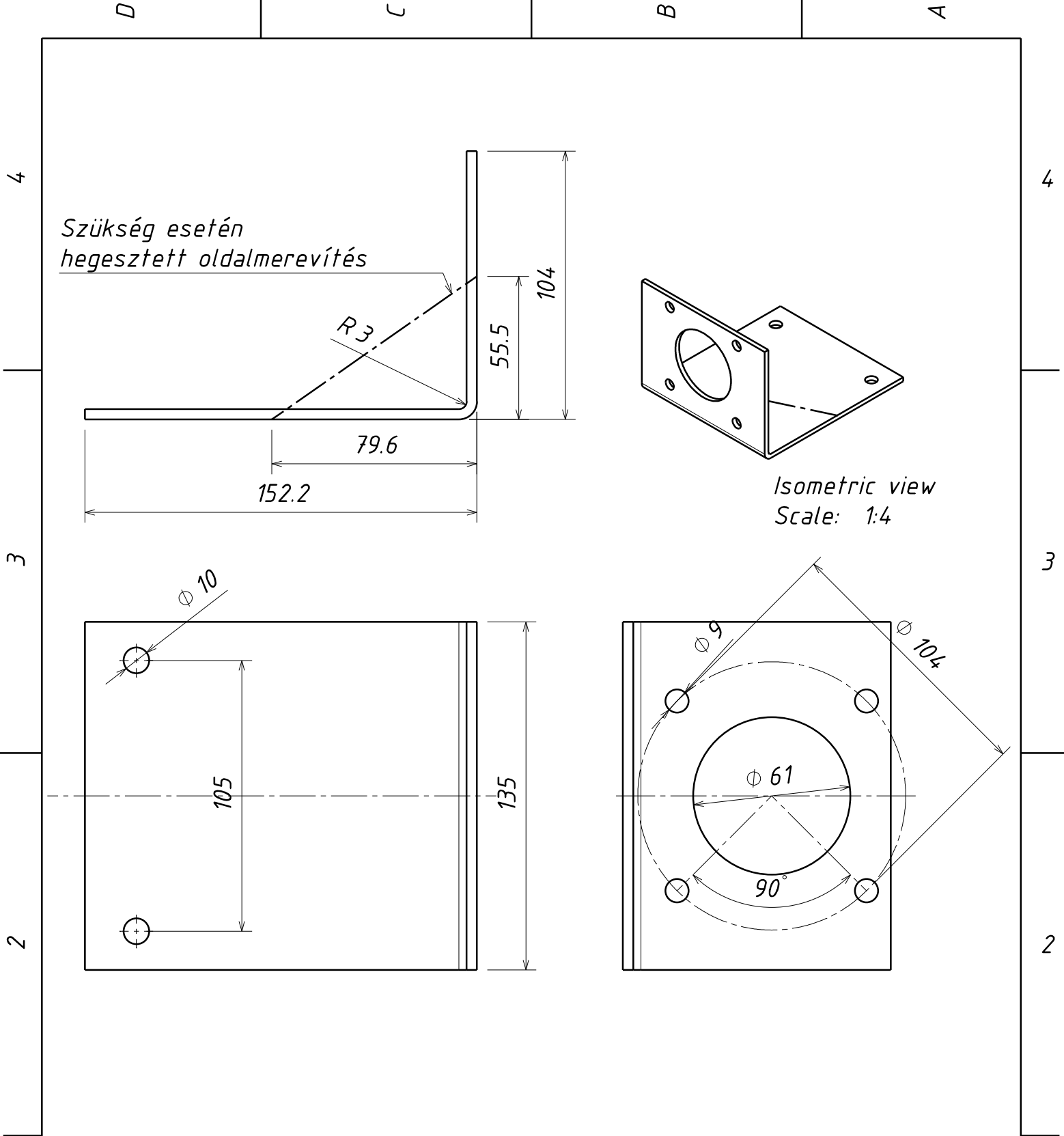


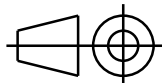
3. függelék

***A Knee Moving Device* műszaki rajzai**



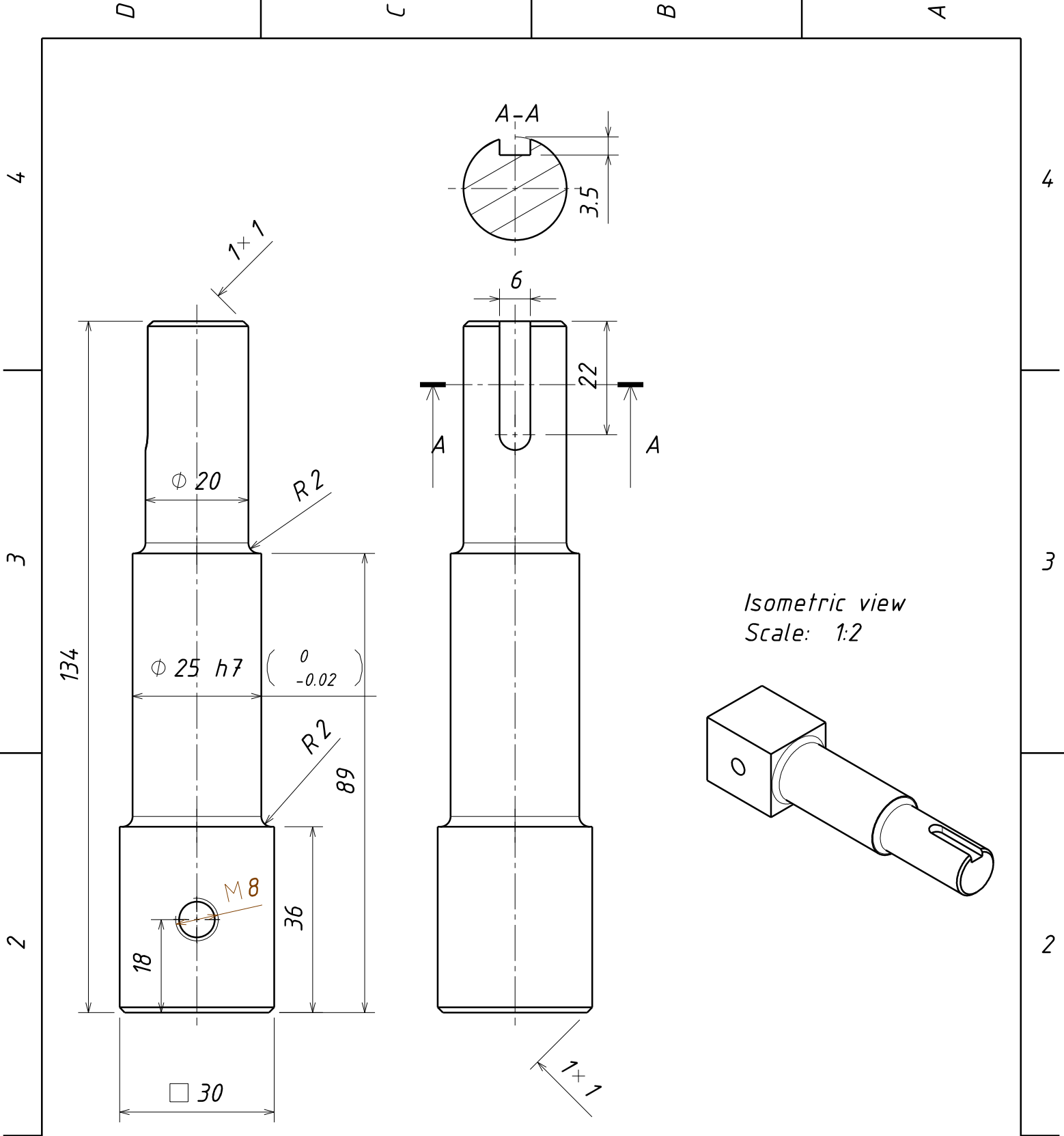
Isometric view
Scale: 1:4

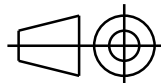


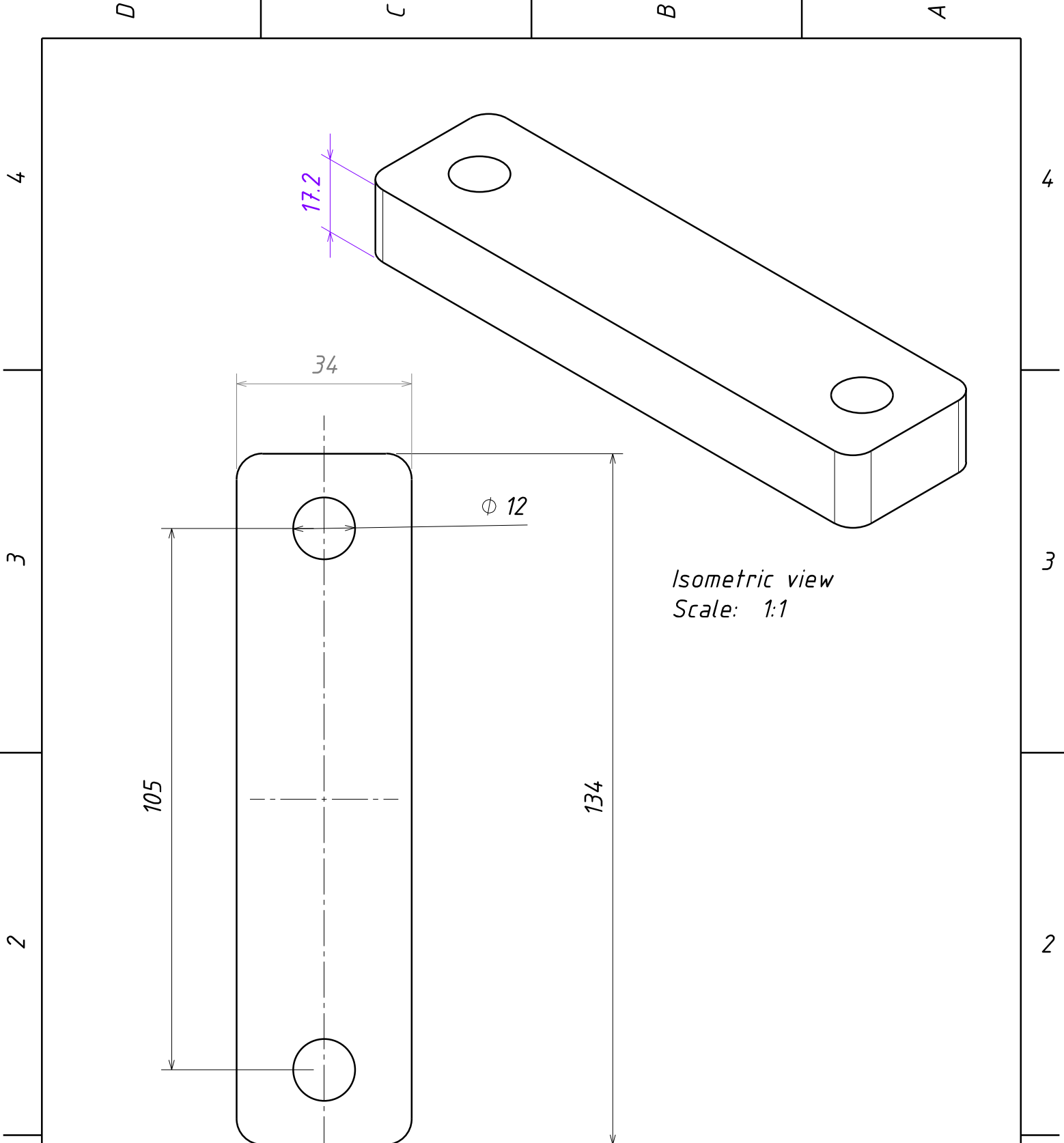
DESIGNED BY: <i>Manó Sándor</i>		DARABSZÁM <i>1</i>		ANYAG <i>Fe 235</i>		I	—		
DATE: <i>2007.07.09.</i>						H	—		
CHECKED BY: <i>XXX</i>						G	—		
DATE: <i>XXX</i>						F	—		
SIZE <i>A4</i>				<i>Motortartó lemez</i>		E	—		
SCALE <i>1:1</i>						WEIGHT (kg) <i>0,12</i>		D	—
DRAWING NUMBER <i>Part19</i>						SHEET <i>01/04</i>		C	—
						B	—		
						A	—		

D

A



DESIGNED BY: <i>Manó Sándor</i>		DARABSZÁM <i>1</i>	ANYAG <i>Fe 235</i>	I	—
DATE: <i>2007.07.13.</i>				H	—
CHECKED BY: <i>XXX</i>				G	—
DATE: <i>XXX</i>		<i>Motortengely</i>	F	—	
SIZE <i>A4</i>			E	—	
			D	—	
SCALE <i>1:1</i>	WEIGHT (kg) <i>0,07</i>		C	—	
DRAWING NUMBER <i>Part31</i>			B	—	
		<i>02/06</i>	A	—	
		SHEET <i>1/1</i>			



DESIGNED BY:
Manó Sándor
DATE:
2007.07.13.

CHECKED BY:
XXX
DATE:
XXX

SIZE
A4

SCALE
1:1

DARABSZÁM
2

ANYAG
Fe 235

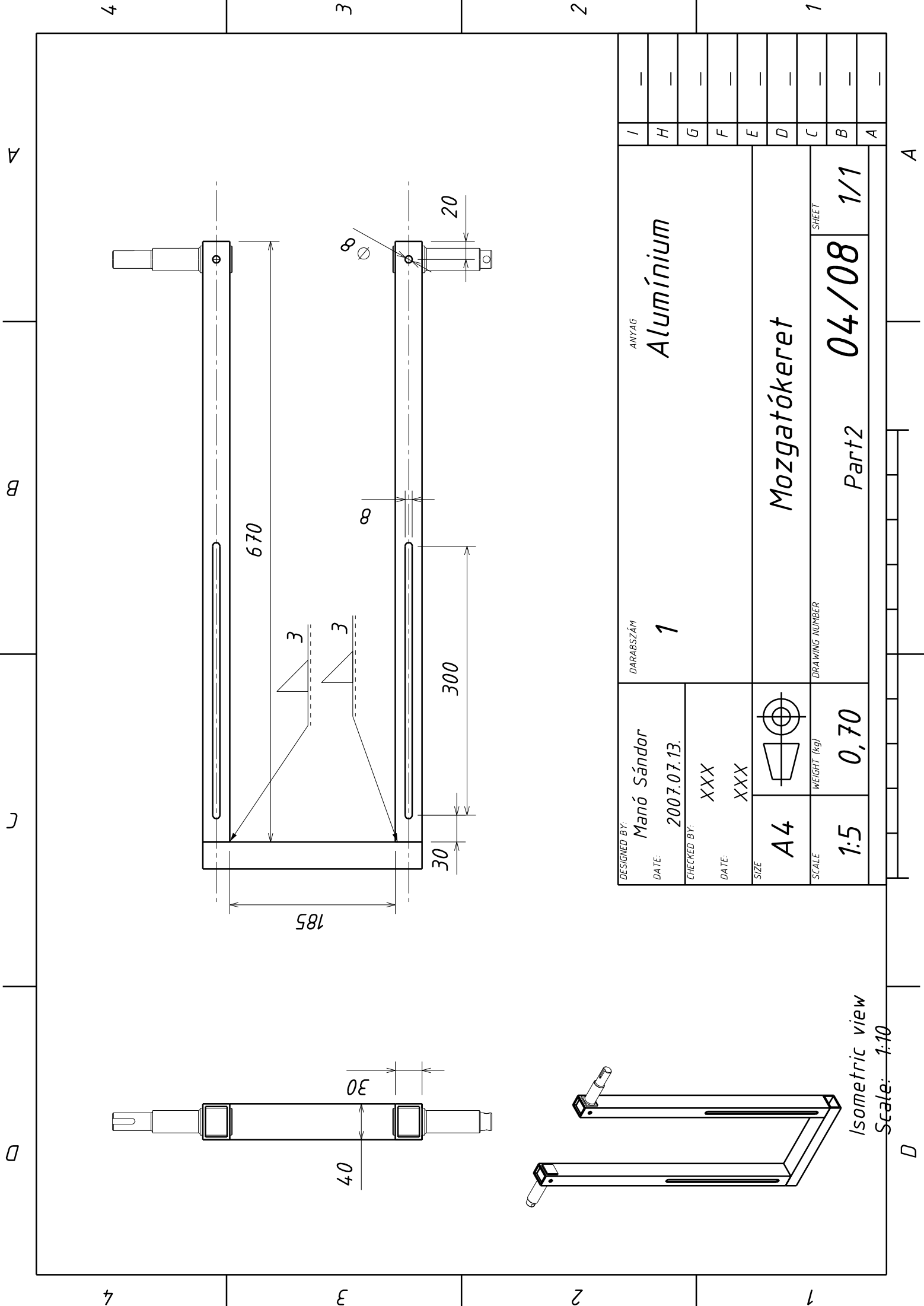
Alátét lemez

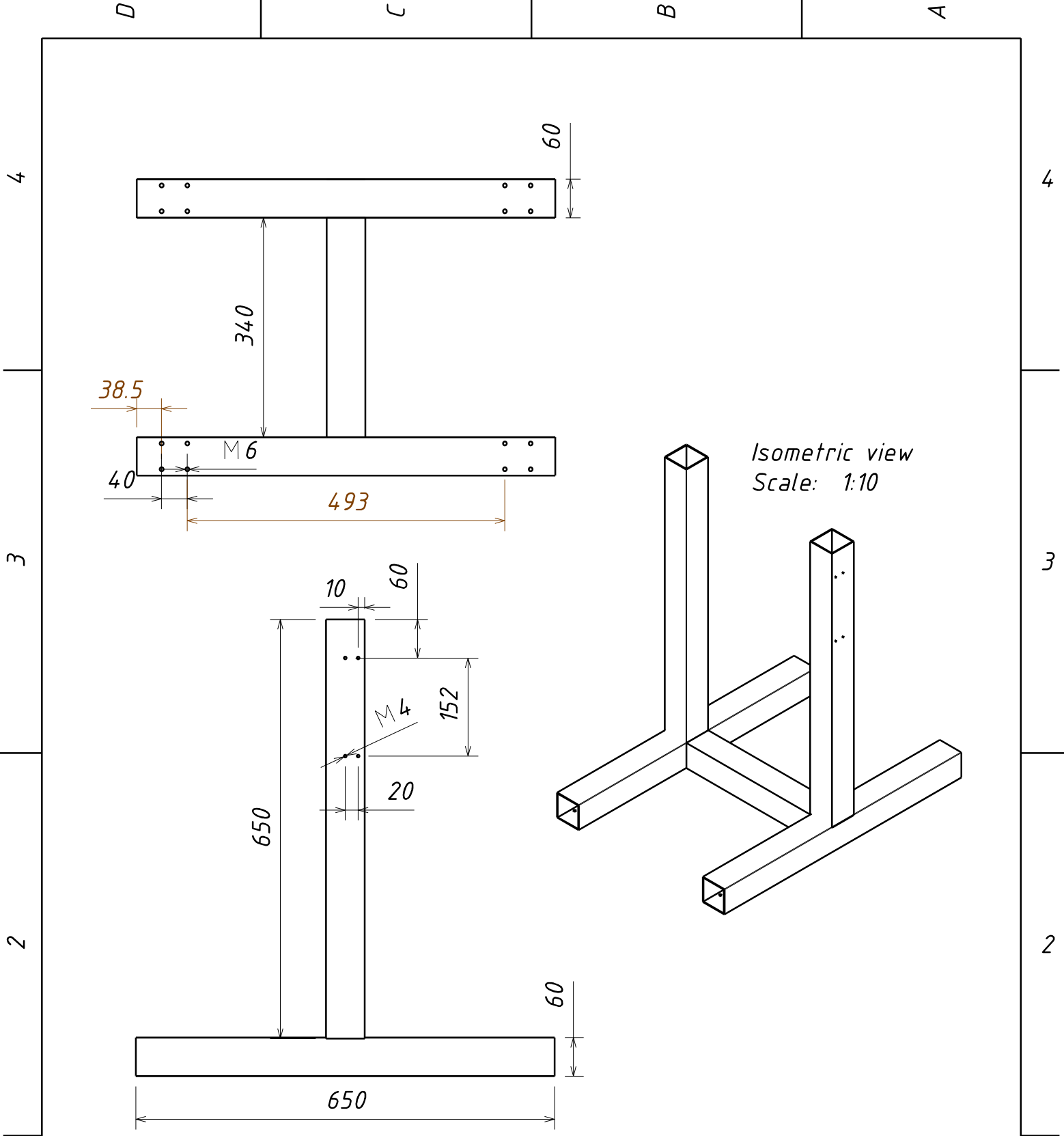
DRAWING NUMBER
Part21 03/07

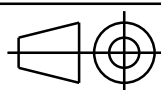
I	—
H	—
G	—
F	—
E	—
D	—
C	—
B	—
A	—

1

1





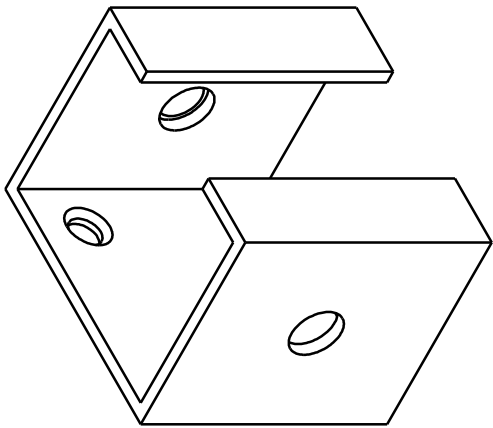
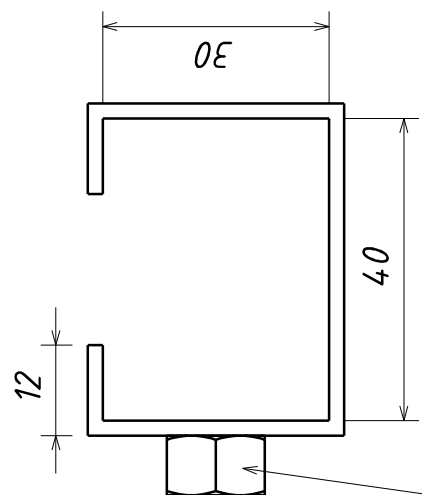
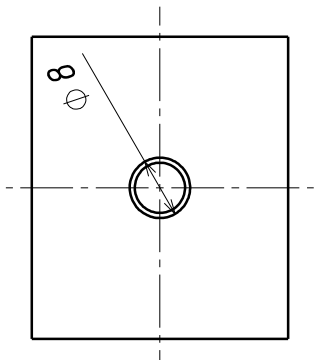
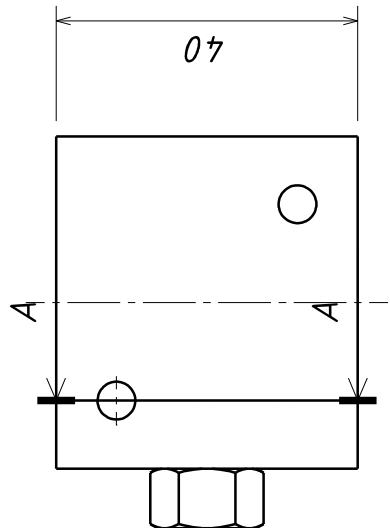
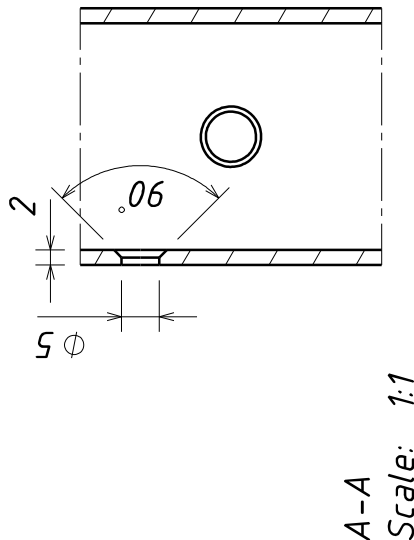
DESIGNED BY: <i>Manó Sándor</i>		DARABSZÁM <i>1</i>		ANYAG <i>Fe 235</i>		I	—
DATE: <i>2007.07.13.</i>						H	—
CHECKED BY: <i>XXX</i>						G	—
DATE: <i>XXX</i>						F	—
SIZE <i>A4</i>				<i>Alapkeret</i>		E	—
SCALE <i>1:8</i>						D	—
WEIGHT (kg) <i>2,43</i>						C	—
		DRAWING NUMBER <i>Part1.2</i>		SHEET <i>05/09</i>		B	—
				<i>1/1</i>		A	—

D

C

B

A



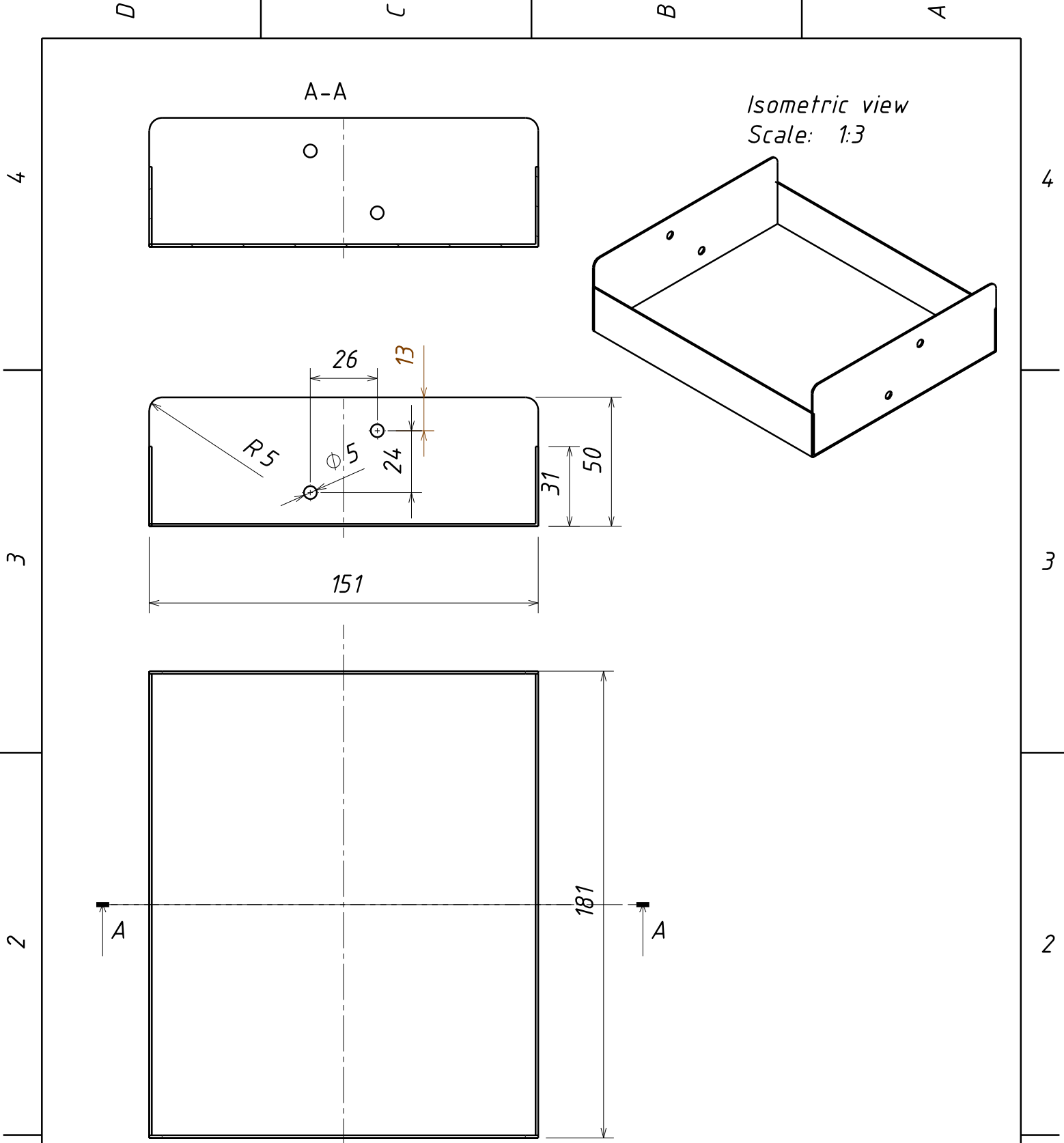
M8 anya hegesztve

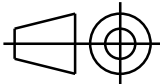
DESIGNED BY: Manó Sándor	DARABSZÁM 1	ANYAG Fe 235	I	—
DATE: 2007.07.13.			H	—
CHECKED BY: XXX			G	—
DATE: XXX			F	—
SIZE A4			E	—
		Csúszó elem	D	—
SCALE 1:1			C	—
WEIGHT (kg) 0,01			B	—
		Part22	A	—
		06/10		
		1/1		

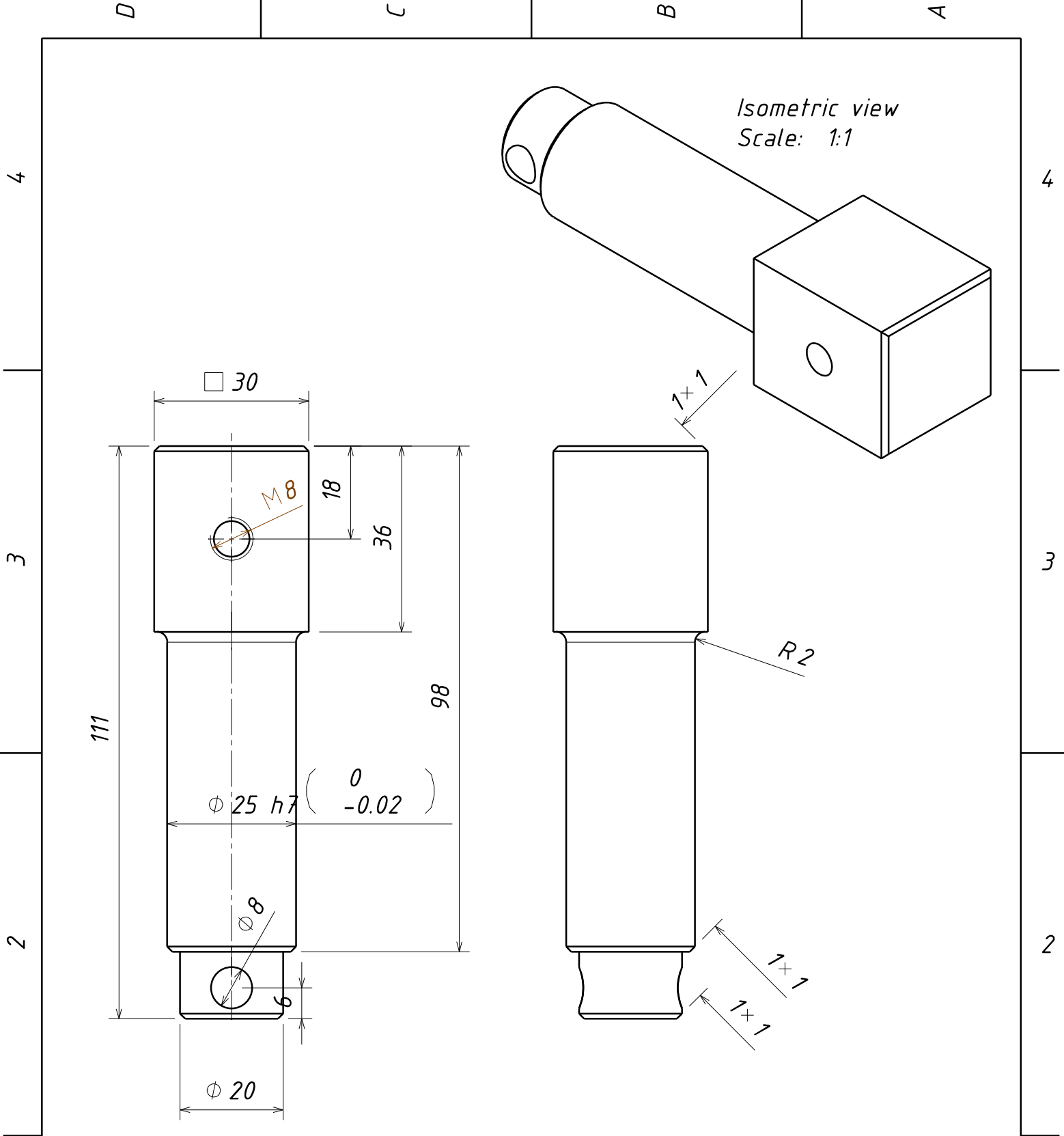
This drawing is our property; it can't be reproduced or communicated without our written agreement.

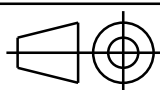
D

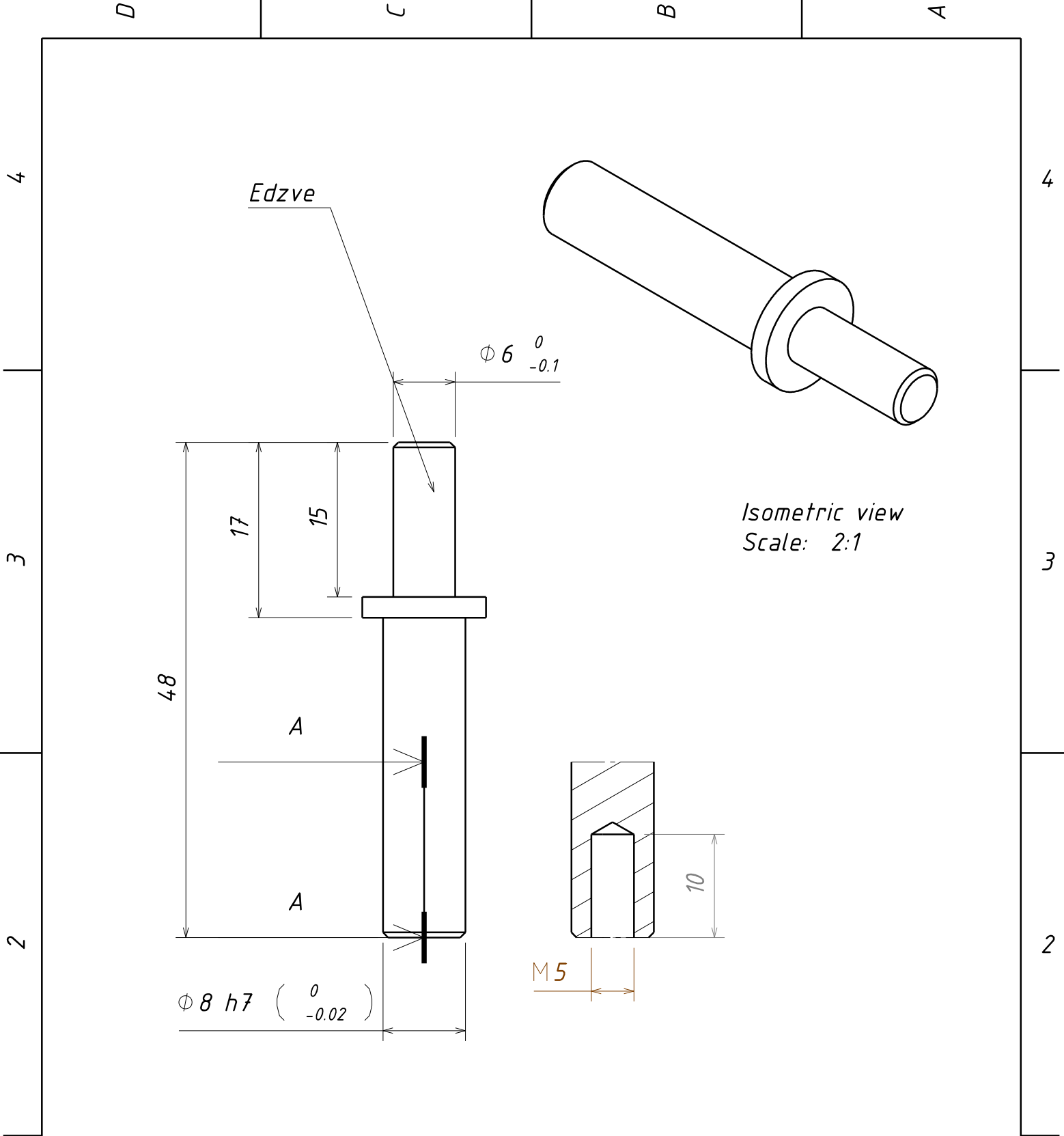
A

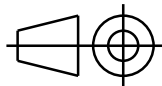


DESIGNED BY: <i>Manó Sándor</i>		DARABSZÁM <i>1</i>	ANYAG <i>Fe 235</i>	I	—
DATE: <i>2007.07.13.</i>				H	—
CHECKED BY: <i>XXX</i>				G	—
DATE: <i>XXX</i>				F	—
SIZE <i>A4</i>		<i>Saroktartó keret</i>	E	—	
SCALE <i>1:2</i>	WEIGHT (kg) <i>0,07</i>		D	—	
DRAWING NUMBER <i>Part15</i>			C	—	
SHEET <i>07/11</i>			B	—	
			A	—	



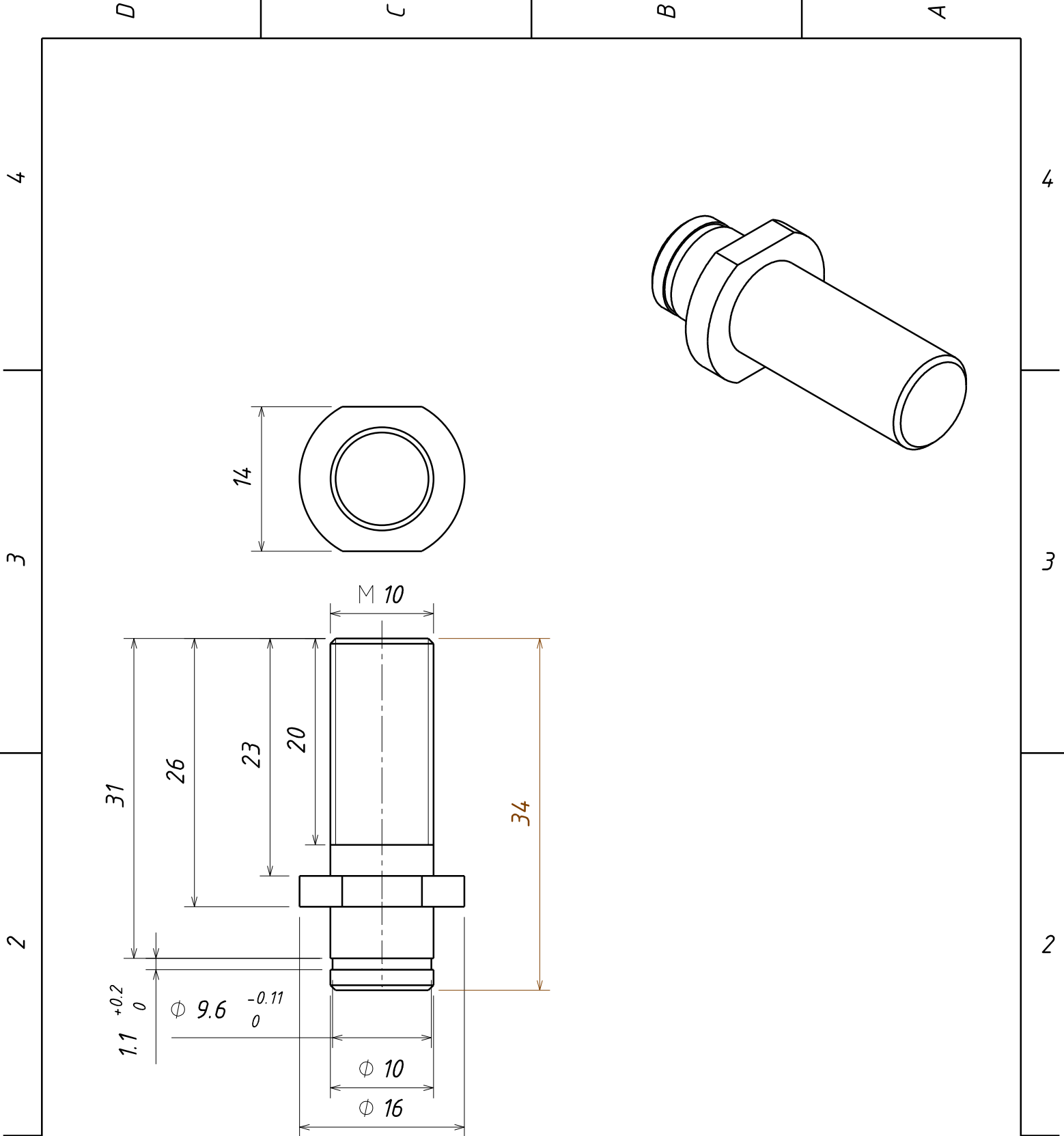
DESIGNED BY: <i>Manó Sándor</i>		DARABSZÁM <i>1</i>	ANYAG <i>Fe 235</i>	I	—
DATE: <i>2007.07.13.</i>				H	—
CHECKED BY: <i>XXX</i>				G	—
DATE: <i>XXX</i>		<i>Tengely (bal)</i>	F	—	
SIZE <i>A4</i>			E	—	
SCALE <i>1:1</i>	WEIGHT (kg) <i>0,06</i>		D	—	
DRAWING NUMBER <i>Part30</i>			C	—	
				B	—
				A	—

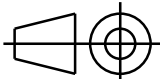


DESIGNED BY: <i>Manó Sándor</i>		DARABSZÁM <i>2</i>	ANYAG <i>Fe275</i>	I	—
DATE: <i>2007.07.13.</i>				H	—
CHECKED BY: <i>XXX</i>				G	—
DATE: <i>XXX</i>			<i>Csap</i>	F	—
SIZE <i>A4</i>	E			—	
	D			—	
SCALE <i>2:1</i>	C			—	
WEIGHT (kg) <i>0,00</i>	B			—	
DRAWING NUMBER <i>csap</i>	A			—	

D

A



DESIGNED BY: <i>Manó Sándor</i>		DARABSZÁM <i>1</i>		ANYAG <i>Fe275</i>		I	—
DATE: <i>2007.07.13.</i>						H	—
CHECKED BY: <i>XXX</i>						G	—
DATE: <i>XXX</i>						F	—
SIZE <i>A4</i>						E	—
						D	—
SCALE <i>2:1</i>		WEIGHT (kg) <i>0,00</i>		DRAWING NUMBER <i>Part29</i>		C	—
				SHEET <i>12/16</i>		B	—
				<i>1/1</i>		A	—

4. függelék

Az értekezés alapjául szolgáló közlemények másolata