

Szegedi Tudományegyetem
Képfeldolgozás és Számítógépes Grafika Tanszék

Regisztrációs módszerek és orvosi alkalmazásaik

Doktori értekezés tézisei

Tanács Attila

Témavezető:

Dr. Kuba Attila

Szeged
2007

1. Bevezetés

A képfeldolgozás számos problémájának megoldásakor szükség van olyan módszerre, ami különböző nézőpontból, különböző időpontban, vagy különböző képalkotó berendezésekkel készült képeket egymással fedésbe hoz. Három egymásra épülő feladatot különböztethetünk meg.

- *Képregisztrációnak (image registration)* nevezzük a *bázis- vagy referenciakép és az illesztendő kép* közötti legjobb fedést biztosító geometriai transzformáció meghatározását.
- A *képillesztés (image matching)* feladata a regisztráció során megtalált transzformáció alkalmazása az illesztendő képen, vagyis az *illesztett kép* előállítása.
- A *képfúzió (image fusion)* alkalmazásával a referencia- és az illesztett képből egy új képet állítunk elő, amelyen a két kép eltérései, illetve az egymást kiegészítő képtartalmak együttesen vizsgálhatóak.

Regisztrációs probléma nem csak képi adatok között merülhet fel. Amennyiben olyan tárgyról készül a felvétel, amelynek a pontos geometriai modelljét is ismerjük, a kép és a modell között is kapcsolatot tudunk teremteni. Ezek alapján megfogalmazhatjuk a regisztráció általános definícióját.

- A regisztráció feladata a különböző forrásokból származó képi és/vagy geometriai információtartalmak közötti geometriai kapcsolat megteremtése.

Megjegyezzük, hogy a regisztrációs lépés gyakran nem közvetlenül a bemeneti adatokkal, hanem egy előfeldolgozó lépés keretében előállított képi vagy geometriai jellemzők halmazával dolgozik.

A regisztrációs, képfúziós technikák egyik fontos alkalmazási területe az orvosi képfeldolgozás. A különböző időpontokban készített felvételek illesztésével lehetőség van pl. egy daganat változásának megfigyelésére, a különböző képalkotó berendezések képeinek fúziójával pedig pl. az anatómiai és a funkcionális képek együttes megjelenítése pontosabb diagnosztikai információt biztosít, illetve segíti a műtét és a terápia tervezését. Műtétvégrehajtás közben a betegről készült kép és a műtőeszköz modelljének együttes megjelenítésével az eljárás vezérelhető illetve ellenőrizhető. Több alapos áttekintő cikk is megjelent erről a területről [16, 17]. Regisztrációs módszerek fontosak még a légi- és műholdfelvételek feldolgozásakor (geológia, urbanisztika, célazonosítás), illetve a számítógépes látás egyes feladataiban (mélységi információ számítása sztereoképekből, képszegmentálás, mozgáselemzés) is [5]. Bár a dolgozatban tárgyalt módszerek általánosíthatók más jellegű feladatok megoldására is, elsősorban az orvosi képfeldolgozás területén felmerülő problémákkal, és azok lehetséges megoldásaival foglalkozom.

A regisztrációs módszerek tulajdonságait, csoportosítási lehetőségeit és a dolgozat további fejezeteiben szereplő fogalmakat a dolgozat 2. fejezetében ismertetem.

2. Pont-alapú módszerek

A regisztrációs probléma megoldására általános és jól használható megoldást kínálnak a kijelölt pontok, mint képi jellemzők. Egy általános pont-alapú módszer a következő három lépésből áll: először a pontokat kijelöljük, majd egyenként meghatározzuk, hogy az illesztendő

képen kijelölt pontokhoz a báziskép melyik kijelölt pontja tartozik, végül az egymásnak megfeleltetett pontpárok felhasználásával kiszámítjuk a legjobb illesztést biztosító transzformációt. A dolgozat 3. fejezetében a leggyakrabban használt transzformáció típusokat, azok tulajdonságait, megadási módjait, és az ismert keresési stratégiákat mutatjuk be, és hasonlítjuk össze [27]. Részletesen az affin transzformáció keresését vizsgáltuk.

2.1. Affin transzformáció keresése és vizsgálata

Az affin transzformáció a merev-test, illetve a hasonlósági transzformációnál általánosabb lineáris transzformáció, amely az elforgatás és az eltolás mellett magában foglalja az egyes tengelyek menti különböző mértékű skálázást és nyírást. Egyenes képe egyenes lesz, a párhuzamosságot megtartja, de nem szögtartó. Minden $\mathcal{T} : \mathbb{R}^k \rightarrow \mathbb{R}^k$ k -dimenziós ($k = 2, 3, \dots$) affin transzformáció megadható egy

$$T = \begin{pmatrix} t_{11} & t_{12} & \cdots & t_{1k} & t_{1,k+1} \\ t_{21} & t_{22} & \cdots & t_{2k} & t_{2,k+1} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ t_{k1} & t_{k2} & \cdots & t_{kk} & t_{k,k+1} \\ 0 & 0 & \cdots & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$(k+1) \times (k+1)$ méretű valós mátrixszal. Tetszőleges $x = (x_1, \dots, x_k)$ és $y = (y_1, \dots, y_k) \in \mathbb{R}^k$ esetén $y = \mathcal{T}(x)$ akkor és csak akkor, ha $y_H^T = T \cdot x_H^T$, ahol x_H és y_H a pontok homogén koordinátás reprezentációját jelentik. A mátrix nem konstans elemeit keressük, így a transzformáció szabad paramétereinek száma $k \cdot (k+1)$.

A k -dimenziós euklideszi térben az egymásnak megfeleltetett két pontthalmazt jelölje $\{p_i\}$ illetve $\{q_i\}$ ($i = 1, 2, \dots, n$), ahol $p_i = (p_{i1}, \dots, p_{ik})$ és $q_i = (q_{i1}, \dots, q_{ik})$, a $\{p'_i\}$ pedig $\{q_i\}$ $\mathcal{T}$ transzformáció melletti képe, vagyis $p'_i = \mathcal{T}(q_i)$ ($i = 1, 2, \dots, n$). Elvárásunk az, hogy olyan $\mathcal{T}$ transzformációt találjunk, amely a $\{q_i\}$ pontokat pontosan $\{p_i\}$ -be viszi, azaz $p'_i = p_i = \mathcal{T}(q_i)$ ($i = 1, 2, \dots, n$). Így egy $n \cdot k$ egyenletből álló,

$$A \cdot \mathbf{t} = \mathbf{b} \tag{1}$$

alakú lineáris egyenletrendszer kapunk, ahol az ismeretlenek száma $k \cdot (k+1)$. Látható, hogy az egyértelmű megoldás szükséges (de nem elegendő) feltétele, hogy legalább $k+1$ pontpár legyen. Ennél több pontpár esetén pedig az egyenletrendszer túlhatározott lesz, amelynek általános esetben nincs megoldása. Ekkor a legkisebb négyzetes értelemben optimális megoldás minimalizálja a $\mathbf{b} - A \cdot \mathbf{t}$ vektor euklideszi normáját:

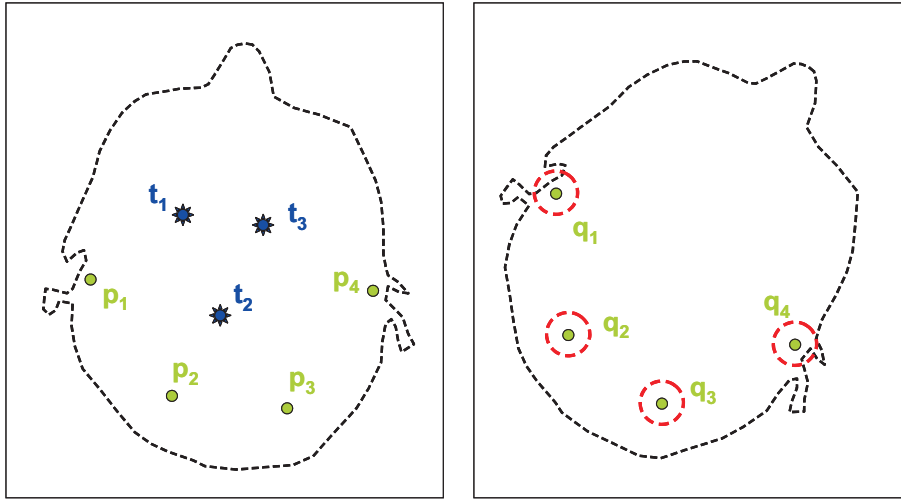
$$\psi(t_{11}, \dots, t_{k,k+1}) = \sum_{i=1}^n \|p'_i - p_i\|^2 = \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^k (t_{j1} \cdot q_{i1} + \dots + t_{jk} \cdot q_{ik} + t_{j,k+1} - p_{ij})^2. \tag{2}$$

A ψ ott veheti fel a minimumát, ahol a $\frac{\partial \psi}{\partial t_{11}}, \dots, \frac{\partial \psi}{\partial t_{k,k+1}}$ parciális deriváltak mindegyike egyenlő nullával [23]. Megmutattuk, hogy amennyiben $q_1, \dots, q_n$ kifeszíti $\mathbb{R}^k$ -t, a (2) egyenletrendszer megoldása egyértelmű [25–27]. Gyakorlati problémák esetén ez azt jelenti, hogy 2D-ben legalább három, nem egy egyenesre, 3D-ben legalább négy, nem egy síkra eső pontot szükséges kijelölni. Ezen túlmenően 3-dimenziós példát adtunk a degenerált eset létezésére.

2.2. Pont-alapú módszerek hibaanalízise

Pont-alapú módszert használva értelemszerűen merülnek fel a következő kérdések: Mi történik, ha egyre több pontpárt jelölünk ki? A kijelölés pontatlansága hogyan befolyásolja az eredményt? A kijelölt pontok térbeli helyzete milyen szerepet játszik? Ha több alternatív megoldási lehetőség is létezik egy transzformációtípus esetén, melyiket válasszuk? Melyik a leggyorsabb, melyik a legstabilabb numerikus értelemben? Ezekre a kérdésekre a dolgozat 4. fejezetében keressük a választ.

A pont-alapú módszerek pontosságának vizsgálatakor orvosi képregisztrációs problémák esetén a kijelölt pontpárok kijelölésének hibáját (FLE), a kijelölt pontpárok illesztési hibáját (FRE), valamint a számunkra fontos célpontok illesztési hibáját (TRE) vesszük figyelembe (1. ábra) [18].



1. ábra. A p_i pontokhoz tartozó q_i pontokat csak kisebb-nagyobb hibával tudjuk kijelölni (FLE). A pont-alapú módszer ezen pontpárok legjobb illeszkedésének hibáját adja (FRE). Számunkra viszont a t_i célpontokban lenne érdekes ismerni az illesztés hibáját (TRE).

Ezek közül a gyakorlatban csak az FRE -t tudjuk meghatározni. Az FLE és TRE hibák segítségével elméleti szempontból vizsgálhatjuk az egyes transzformációtípusok és kereső eljárások általános tulajdonságait. A kijelölés pontatlanságára valamilyen módon becslést adunk, majd numerikus szimulációval vizsgáljuk a pontatlanság okozta hatást. A szakirodalomban található eredmények mind a merev-test transzformáció vizsgálatára vonatkoznak, amely kétségtelenül az egyik legfontosabb típus. A korábbi vizsgálatok eredményeképpen az alábbi fontos megállapítások születtek:

- Adott számú kijelölt pontpár esetén TRE egyenesen arányos FLE -vel [7, 19].
- TRE közelítőleg fordítottan arányos a kijelölt pontok számának négyzetgyökével [15].
- A tényleges regisztrációs hibát a TRE modellezi jobban, az FRE félrevezető lehet [14].

Vizsgálataimban a merev-test transzformáció mellett az affin transzformációra és az affin-kereső módszerekre koncentráltam [24, 25]. A négy vizsgált módszer a következő volt: Az Arun és munkatársai által javasolt merev-test kereső eljárás (RB1) [1], az általunk implementált merev-test kereső eljárás, melyben a Levenberg-Marquardt iteratív optimalizáló módszert használjuk (RB2) [27], a saját affin kereső módszerünk (LIN) [23], és a Bookstein által javasolt ún. thin-plate spline nem-lineáris módszer (TPS) [4].

Kijelölés pontatlanságának hatása

Az első vizsgálat a kijelölés pontatlanságára vonatkozik. Az iterációt 100 000 alkalommal hajtottam végre a normális eloszlást követő zajparaméter $[0.0, 5.0]$ tartományban történő megválasztásával. A szimulációt rögzített merev-test és affin transzformációkra, valamint az egyes iterációs lépésekben véletlenszerűen generált transzformációkra is végigfuttattam, és teljesen megegyező eredményt kaptam. Megállapítottam, hogy a TRE egyenes arányos az FLE -vel rögzített számú pontpárt tekintve, mind merev-test, mind affin elmozdulás esetében, minden transzformációkereső eljárásra. Megerősítésre kerül az is, hogy merev-test elmozdulás esetén nem érdemes általánosabb transzformációt keresni, mert a kijelölés pontatlansága hamis deformációt vezet be, ami az illesztés pontosságát rontja. Az FRE és TRE összehasonlítása alátámasztja, hogy a tényleges hibát ez utóbbi modellezi jobban, az FRE félrevezető lehet.

Kijelölt pontpárok számának hatása

A második vizsgálat tárgya a kijelölt pontpárok számának hatása volt. A szimulációt az előző vizsgálatával megegyező módon végeztem, csak most rögzített FLE hiba esetén a pontpárok száma változott 5–200 között. Megállapítható, hogy az RB1, az RB2 és a LIN módszerek esetén bizonyos számú kijelölt pontpár esetében teljesül, hogy a TRE fordítottan arányos a kijelölt pontpárok számának négyzetgyökével. A merev-test keresők esetén nagyjából $N > 6$, az affin kereső esetén $N > 10$ pontpár esetén teljesül. Ennél kevesebb pontpár esetében a hiba gyorsabban változik. Érdekes dolgot tapasztaltam a TPS transzformáció esetében. Egy ideig itt is teljesül a fenti fordított arányosság, majd egy bizonyos pontszám után hirtelen a hiba elkezd meredeken emelkedni.

Kijelölt pontok elhelyezkedésének hatása

A kijelölt pontok elhelyezkedésének hatását a regisztrációs hibára először Maurer és munkatársai vizsgálták [19]. Egy újfajta vizsgálatot végeztem merev-test és affin transzformációk esetében, ahol tetszőleges pontkonfigurációk esetén a pontok által kifesztett térfogatot vizsgáltam. Megállapítottam, hogy a TRE fordítottan arányos a térfogat mértékkel mind merev-test, mind affin elmozdulás esetén. Megjegyzem, hogy az affin transzformáció esetében, amennyiben a skálázás nagymértékű (vagyis nagy térfogatváltozást okoz), akkor az FLE modellezése nem biztos, hogy valósághű marad.

TRE térbeli eloszlása

A TRE hiba természetesen nem állandó a tér minden pontjában, hanem a kijelölt pontokhoz viszonyított elhelyezkedésétől is jelentősen függ. Először Maurer [19] vizsgálta rögzített pontkonfiguráció esetén a TRE térbeli eloszlását merev-test elmozdulást feltételezve, és azt tapasztalta, hogy a várható hiba a kijelölt pontkonfiguráció súlypontjában a legkisebb. Ettől távolodva fokozatosan nő, az azonos mértékű hibák pedig egy, a súlypont középponttú ellipszoidon találhatók. Affin transzformációkra 2-dimenzióban hajtottam végre szimulációkat és az eredmények azt erősítik meg, hogy a megállapítás ilyen esetben is érvényes.

Rögzített helyzetű pontkonfigurációk vizsgálata

Orvosi alkalmazásokban, ahol rutinszerűen végeznek pont-alapú regisztrációt, érdemes meghatározni azon anatómiai pontok halmazát, amelyek a kérdéses modalitásokon jól láthatók, minél egyértelműbben azonosíthatók. Így a felhasználó egy meghatározott protokollt

követhet, a pontok kijelölése gyorsabbá válhat. MR képek illesztését vizsgáltuk szakértő radiológus bevonásával, aki 13 ilyen pontpárt nevezett meg. Numerikus szimulációk segítségével vizsgáltam, hogy a pontok közül melyik hogyan vesz részt a pontos illesztés meghatározásában, vannak-e fontosabb illetve kevésbé fontos pontok? Kevesebb, de jobban elhelyezkedő pontpár kiválasztásával érhetünk-e el elfogadható eredményt? Ez alapján adtam egy könnyen érthető és egyszerűen alkalmazható stratégiát a pontok számára és kijelölési sorrendjére.

Megállapítottam, hogy a pontok egymáshoz, és az érdekes célterülethez viszonyított helyzete igen fontos szerepet játszik az illesztés pontosságában. Természetesen érdemes minél több pontpárt kijelölni, de az is látszik, hogy jól kiválasztott, akár 4–5 pontból álló pontkonfigurációval is lehet olyan illesztést találni, mint amelyet 9–10 szerencsétlenül megválasztott pontpárral. Jó választás esetén 8–10 pontpár kijelölése akár elegendő is lehet, a többi pont jelentősen már nem javít a pontosságon. Hét, vagy annál kevesebb pontpár véletlenszerű kiválasztása esetén még akkor is elfogadhatatlanul nagy lehet a hiba, ha a pontok által meghatározott térfogat elegendően nagynek tűnik.

A pontok fontossági sorrendjének meghatározására az első megközelítésünk a legjobb konfigurációban résztvevő pontokat veszi figyelembe, a második azt vizsgálja, hogy a pontok „átlagosan” mennyire jó konfigurációkban vesznek részt. A pontok kijelölési sorrendjének meghatározására a javaslatunk az, hogy először a legjobb konfigurációk által meghatározott sorrendben kezdjük a pontok kijelölését. Ha egy pontot nem sikerül kijelölni, akkor térjünk át a fontossági lista még ki nem választott, legmegbízhatóbbnak tűnő pontjaira.

3. Automatikus regisztráció

Az automatikus módszerek a felhasználó szempontjából a legegyszerűbben használhatók, viszont minden esetben szükség van a regisztráció eredményének vizuális ellenőrzésére, mivel csak a képi információtartalom alapján a módszerek gyakran nem képesek a nyilvánvalóan rossz eredmények kiszűrésére sem. Kétféle automatikus megközelítést különböztethetünk meg. Az első esetben a képekből geometriai információkat (például sarokpontokat, kontúrokat, felszíneket) nyernek ki és ezeket alapján határozzák meg az optimális illesztést, a második esetben a képek intenzitásértékei közvetlenül kerülnek felhasználásra, nincs szükség jellemzők kinyerésére. A dolgozatban ez utóbbival foglalkoztam.

3.1. Regisztrációs módszer

Készítettünk egy gyors, teljesen automatikus regisztrációs algoritmust, amely alkalmas akár különböző képalkotó berendezésekből származó 2D vagy 3D képek merev-test illesztésére. Hasonlósági mértékként a Collignon és munkatársai [6] valamint Viola és Wells [34] által javasolt kölcsönös információtartalmat, valamint a Studholme és munkatársai által javasolt normalizált kölcsönös információtartalmat [20] választottuk.

A regisztrációs eljárás gyorsítása és a lokális optimumok elkerülése érdekében a képek ún. Gauss többfelbontású piramis reprezentációját használtuk. A hasonlósági mérték optimumának meghatározására Powell iteratív módszerét alkalmaztuk. Ez a módszer a hasonlósági mérték kiértékelését követeli meg egy adott transzformáció esetében, nincs szükség más, például gradiens információra. A transzformáció végrehajtását úgy optimalizáltuk, hogy csak összeadást használtunk, valamint a hasonlósági mérték számításához a formulát átalakítottuk és keresőtáblát készítettünk [28].

3.2. MR–CT, MR–PET kiértékelés

Regisztrációs módszerünk orvosi képekre történő kiértékelése érdekében csatlakoztunk a Vanderbilt Egyetem (USA) által 1999-ben indított, retrospektív (korábbi felvételekre is alkalmazható) automatikus regisztrációs algoritmusok kiértékelését és összehasonlítását végző munkájához [36]. A munka célja egy olyan „vak” kiértékelés megvalósítása volt, amely egy nagy pontosságú, prospektív (marker-alapú) regisztrációs algoritmus eredményét fogadja el optimális eredményként, az automatikus módszerek eredményeit ehhez hasonlítja.

A kiértékelés lépései a következők voltak. A Vanderbilt Egyetem Orvosi Központjában idegsebészeti műtéten áteső betegekről készültek CT, MR és PET képek, akikre csonthoz rögzített markerek voltak erősítve. Ezekről a képekről a mesterséges képi tartalmat, a markerek képeit eltüntették, majd az így kapott képeket elérhetővé tették a vizsgálatban résztvevő kutatócsoportok számára. A kutatók végrehajtották a regisztrációs algoritmusait és visszaküldték a kapott transzformációkat, amelyek pontosságát a Vanderbilt Egyetemen értékelték ki.

CT képet MR-hez és PET képet MR-hez illesztésekre került sor, amelyek az MR kép típusa szerint (T1, T2, PD), valamint az MR geometriailag korrigált vagy korrigálatlan volta alapján oszlottak részfeladatokra. 9 beteg képi adata állt rendelkezésre, közülük 7 beteg esetében volt elérhető CT és MR, szintén 7 esetben pedig PET és MR képpár.

Az összehasonlító munka eredményei a [36] és [35] publikációkban jelentek meg. Mivel mi később csatlakoztunk a kiértékelésekhez, így a mi módszereink eredményei az említett cikkekben még nem szerepeltek. Ezért a saját módszereink eredményeit összehasonlítottuk a korábban kiértékeltekkel [28]. Tíz kutatócsoport 14 módszerrel vett részt a kiértékelésben. A módszerek két nagy csoportba tartoztak: nyolc felszínillesztő és hat térfogat-alapú (képpont-hasonlóságon alapuló) módszer mellett a mi módszereink ez utóbbiba tartoznak.

Az eredmények kiértékelése előtt vizuálisan ellenőriztük az illesztés minőségét. A normalizált kölcsönös információtartalom alapuló módszer (NMI) esetében minden eredmény vizuálisan elfogadható volt. A kölcsönös információtartalom (MI) esetén viszont a PET–MR illesztéskor viszont 4 képpár jól láthatóan nem illeszkedett. A tisztán látható hibák ellenére minden eredményt elküldtünk a Vanderbilt Egyetemre, ahol a kiértékelésbe belekerültek (1. táblázat).

Az eredmények azt mutatják, hogy a CT–MR feladat estében mindkét módszerünk elfogadható eredményeket ad. A módszerek között az MI módszerünk az élmezőnyben, az NMI a középmezőnyben szerepel. PET–MR illesztéseknél az MI módszer hajlamos hibás eredmény számítására, emiatt nem teljesít jól az összehasonlításban. Az NMI módszer viszont stabilan működik, és az élmezőnyben található. A futási idő 30–120 másodperc volt egy 800 MHz-es Pentium-III processzorral rendelkező asztali számítógépen.

3.3. Automatikus képregisztráció alkalmazása medence környéki szervek szegmentálásához

A módszert átalakítottuk a GE Medical System számára készülő, a medencecsont-környéki szervek automatikus szegmentálását végző munka keretén belül. A regisztráció feladata itt előkészítő jellegű, cél a különböző betegekről készült felvételek esetén a szeméremcsont környékének (itt található a két célszerv, prosztata és hólyag) minél pontosabb illesztése [30–32].

A módszert két feladatban is használjuk. Összegyűjtött vizsgálatokat egy közös referenciaterbe transzformálunk egy arra alkalmas referenciakép kiválasztása után, majd létrehozunk egy statisztikai atlaszt, amely azt mutatja, a referenciater adott pontja milyen valószínűséggel tartalmazza a kiválasztott szervet. Az atlasz elkészítéséhez szükség van az összegyűjtött vizsgálatok kézi szegmentálására is, amit radiológusok végeztek el. A második feladat a tényleges

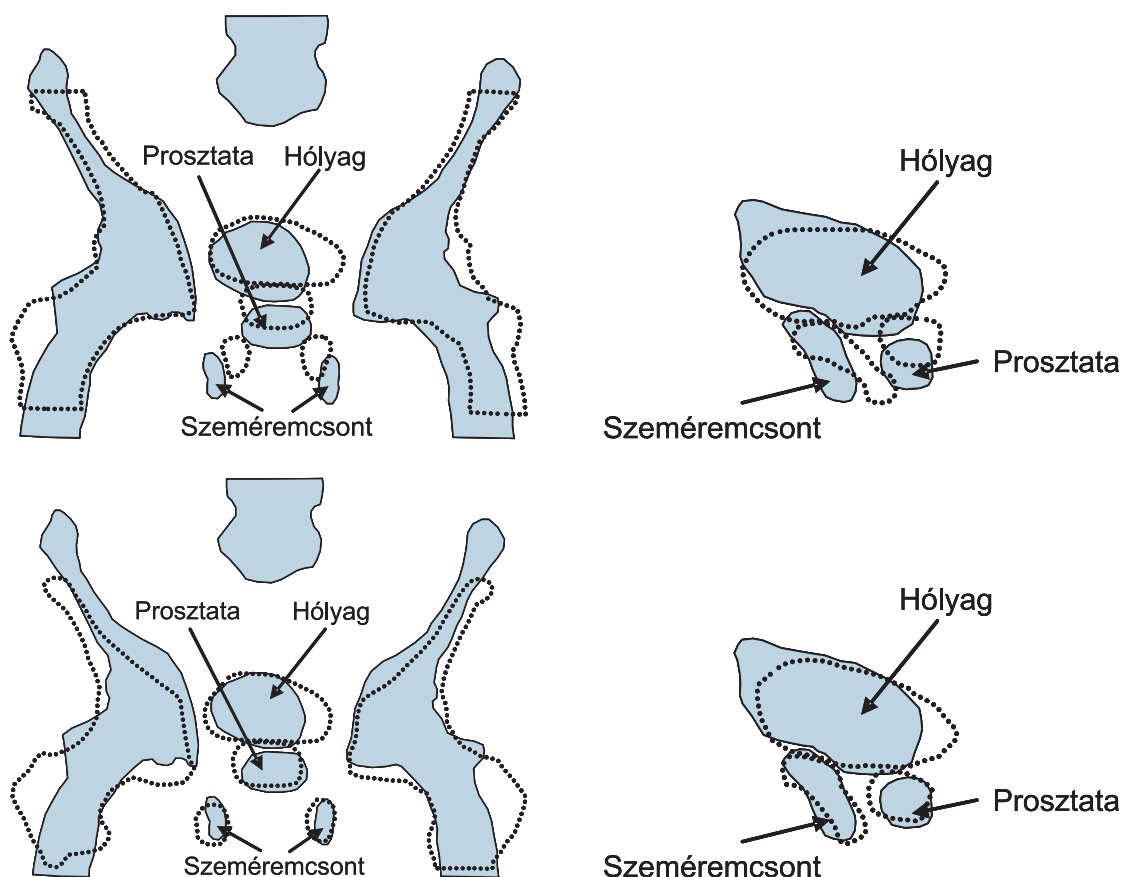
Modalitás	Felszínillesztő hibaátlag (szórás)	Térfogatillesztő hibaátlag (szórás)	Saját MI hibaátlag (helyezés)	Saját NMI hibaátlag (helyezés)
CT-T1	5.7 (7.8)	2.9 (2.4)	1.6 (#2)	2.3 (#7)
CT-PD	5.8 (8.0)	2.9 (2.5)	2.2 (#2)	1.8 (#1)
CT-T2	6.3 (7.9)	2.4 (1.4)	2.0 (#5)	2.0 (#3)
CT-T1 korr.	6.1 (8.3)	2.0 (2.5)	1.7 (#5)	2.2 (#7)
CT-T2 korr.	5.7 (7.8)	1.8 (2.0)	1.4 (#3)	2.3 (#7)
CT-PD korr.	6.1 (7.6)	2.1 (1.6)	1.7 (#4)	2.4 (#7)
PET-T1	3.9 (2.0)	3.5 (2.1)	5.3 (#9)	3.0 (#2)
PET-T2	4.4 (2.1)	3.6 (1.9)	3.8 (#7)	3.5 (#4)
PET-PD	4.3 (2.6)	4.0 (2.7)	4.4 (#7)	4.2 (#10)
PET-T1 korr.	3.9 (2.3)	2.7 (1.4)	3.8 (#12)	2.7 (#3)
PET-T2 korr.	3.9 (2.0)	3.5 (1.7)	3.9 (#10)	3.3 (#5)
PET-PD korr.	3.9 (2.3)	3.5 (2.4)	4.8 (#10)	3.0 (#2)

1. táblázat. Regisztrációs hibák átlaga és szórása. Megjegyezzük, hogy a módszereink helyezésének megállapításánál a hibák mediánját tudtuk figyelembe venni, ahogyan az a [36] cikkben megjelent.

klinikai szegmentáló programban merül fel, ahol a szegmentálandó kép terébe transzformáljuk az előzőleg elkészített statisztikai atlasz információt, ezzel segítve a szegmentáló algoritmus inicializálását. A statisztikai atlasz helyett egy deformálható szerv modell elkészítésére is lehetőség lenne, amely még pontosabb szegmentáló algoritmus kifejlesztését tenné lehetővé. Ez a rész viszont már túlmutat a dolgozat témakörén, itt csak a regisztrációt, annak előkészítő szerepét tárgyaljuk, ami független a tényleges szegmentáló résztől.

Az alkalmazott algoritmus két lépésből áll (2. ábra). Először egy globális, a teljes képet magában foglaló optimális illesztést keresünk. A transzformáció 9 szabadsági fokkal rendelkezik a tengelyek menti eltolások, a tengelyek körüli elforgatások és a tengelyek menti különböző mértékű skálázó tényezők szerint. Ezt a globális optimumot tovább finomítjuk a második lépésben. Ekkor már csak a szeméremcsont egy lokális környezetét vizsgáljuk. A lokális környezetet manuálisan jelöljük ki a referenciaképen egy előfeldolgozó lépés keretében. A transzformációnak csak a 6 merev-test paraméterét változtatjuk, a skálázó tényezőket az első lépés után rögzítjük.

A megmutattuk [30], hogy a szeméremcsont környéki lokális ráfinomítást megvalósító módszer statisztikailag szignifikánsan közelebb viszi egymáshoz a prosztata régiókat a közös referenciatérbe transzformáláskor. A munkánkhoz a GE Medical Systems által biztosított, 26 képből és a hozzájuk tartozó manuálisan szegmentált prosztata és hólyag területekből álló adatbázist használtuk. A sikertelen illesztések aránya alacsony volt, három esetben a 26-ból, annak ellenére, hogy a képek között több olyan is volt, amelyen fém okozta torzulás volt látható, illetve a készítési módja nem felelt meg elvárt protokollnak (a beteg pozíciója rossz volt, kontrasztanyagot vizsgálat volt, stb.). Többféle optimalizálás alkalmazásával (például csak durvább felbontású piramisszintek felhasználásával) a futási idő 20–40 másodperc egy 3 GHz-es Pentium IV processzorral rendelkező asztali számítógépen. Ezt az időt még nagyjából felére lehetne csökkenteni a referenciakép méretének csökkentésével (a betegadat körül található képkkeret eltávolításával).



2. ábra. Felső sor: Egy vizsgálat (*szaggatott körvonal*) optimális globális illesztése a referencia vizsgálathoz (*kitöltött alakzat*) — koronális (*balra*) és sagittális (*jobbra*) metszet. Jól látható, hogy a szervek közel kerülnek ugyan egymáshoz, de például a prosztata régiók átfedő része kicsi. Alsó sor: A globális illesztés lokális finomítása — koronális (*balra*) és sagittális (*jobbra*) metszet. Ezen regisztráció eredménye jó kiindulási alapot biztosít a modellkészítő és a szegmentáló módszernek. Az ábrák valós adat alapján készültek.

3.4. Képilesztesztés a neutron tomográfiában

Egy érdekes, nem orvosi probléma megoldásakor is fel tudtuk használni az előző részekben tárgyalt regisztrációs algoritmust [2]. A neutron radiográfia segítségével olyan pl. vasból, rézből, alumíniumból készült tárgyak belső felépítésének vizsgálatára nyílik lehetőség, ami röntgen-alapú technikák felhasználásával nehézkes lenne. A neutronsugárzás a tárgyakon áthaladva veszít az intenzitásából, amit egy, a tárgy mögötti képalkotó lemezen rögzítenek. A tárgyat körkörösén elforgatva 2D vetületek sorozatához jutunk, amelyek segítségével előállítható a tárgy 3D modellje.

A tomográfiai algoritmus megköveteli, hogy a kép egy adott pozícióján mindig ugyanazon sugárirányból érkező adat szerepeljen. A felvétel módja sajnos ezt nem garantálja, a kazetta mozgatása, a lemez kiemelése geometriai eltéréseket okoz a vetületi képeken. A regisztrációs algoritmus feladata ezeknek a különbözőségeknél a csökkentése. A fő hibaforrás a képalkotó lemez mozgatasakor következik be. Az elmozdulás követésére külső markereket alkalmaztunk, amelyek a kazettatokon helyezkedtek el a négy fő irány szerint úgy, hogy a kép szélén jelenjenek meg. Mivel a képalkotó lemez ehhez képest mozdul el, így ha a képeken a markerek jól illeszkednek, akkor várhatóan a rekonstrukció feltétele is teljesül.

A képek illesztésre a normalizált kölcsönös információtartalmat felhasználó automatikus módszer 2D-s változatát használtuk, és merev-test transzformációt kerestünk. Kiválasztunk egy referencia képet, amelyhez a többi illesztése történik. Az illesztés előtt szükséges annak a téglalap alakú területnek a meghatározása a kép középső részén, ahol a tárgy vetületi képe megjelenik. Mivel ezen a részen dinamikusán változik a képtartalom, és a regisztrációs algoritmus a képtartalom alapján keresi a legjobb illesztést, ezt a részt nem szabad felhasználni. Így a kép kerete illetve a markerek fogják az optimális transzformációt meghatározni. Ez a kijelölt maszk a referencia képre vonatkozik, így elegendő azt erre a képre meghatározni, a többire nem kell.

A regisztráció pontosságát vizuálisan vizsgáltuk. Ezek alapján elmondható, hogy az eredmény képeken a markerek jól illeszkednek, a regisztrált képeken végrehajtott rekonstrukció lényegesen jobb minőségű képeket eredményezett.

4. Tűszúrásos műtéti beavatkozások kép-alapú tervezése és végrehajtása

A betegről készült képek az egyes műtéti beavatkozások, terápiák megtervezésében és végrehajtásában is nagy segítséget nyújtanak. A regisztráció ilyen esetekben is kulcsszerepet játszik: meg kell határozni a geometriai kapcsolatot a fizikai tér és a kép koordináta-rendszere között, így a műtőeszköz mozgása követhető a képtartalomhoz képest, vagy akár irányítható is a képen kijelölt célpontoknak megfelelően.

Bizonyos orvosi beavatkozásoknál – ilyen például a biopszia, a brachyterápia, elektróda bejuttatása az agyba, idegblokkolás, rádiófrekvenciás abláció – egyre nagyobb igény jelentkezik a minimális beavatkozással járó, pl. tűszúrásos megoldásokra [8, 9]. A nyílt műtétekkel szemben nagy előnyük, hogy sokkal kisebb traumát okoznak a betegnek, kevesebb időt kell a kórházban töltenie, rövidebb a felépülési idő, kisebb a fertőzés veszélye. Az orvos számára hátrány, hogy a műtét közben nem látja a célterületet illetve a mozgástere is sokkal kisebb.

Egy lehetséges megközelítés, hogy műtét előtt és/vagy közben készül 3D kép a betegről. A kép egy munkaállomásra kerül, ahol az orvos megtervezi a beavatkozást: mely pontokon történjen a behatolás, milyen irányban, milyen mélyen. A megtervezett behatolási pályák szoftveres megjelenítésével eldönthető, hogy a kiválasztott irányban található-e kritikus, elkerülendő anatómiai terület, például artéria vagy csont. A jóváhagyott terv a munkaállomásról elvégezhető, szükség esetén a végrehajtás egy gombnyomással felfüggeszthető. A beavatkozás után újabb felvétel készülhet a betegről, amelyen ellenőrizni lehet annak sikerességét. Amennyiben szükség van újabb tűszúrássra, az az előző módon megtervezhető és végrehajtható. Ez a lépéssor a Johns Hopkins Egyetemen kidolgozott, és a különféle tűszúrásos terápiák végrehajtásakor egységesen alkalmazott ún. „Célkiválasztás és kattintás” paradigma.

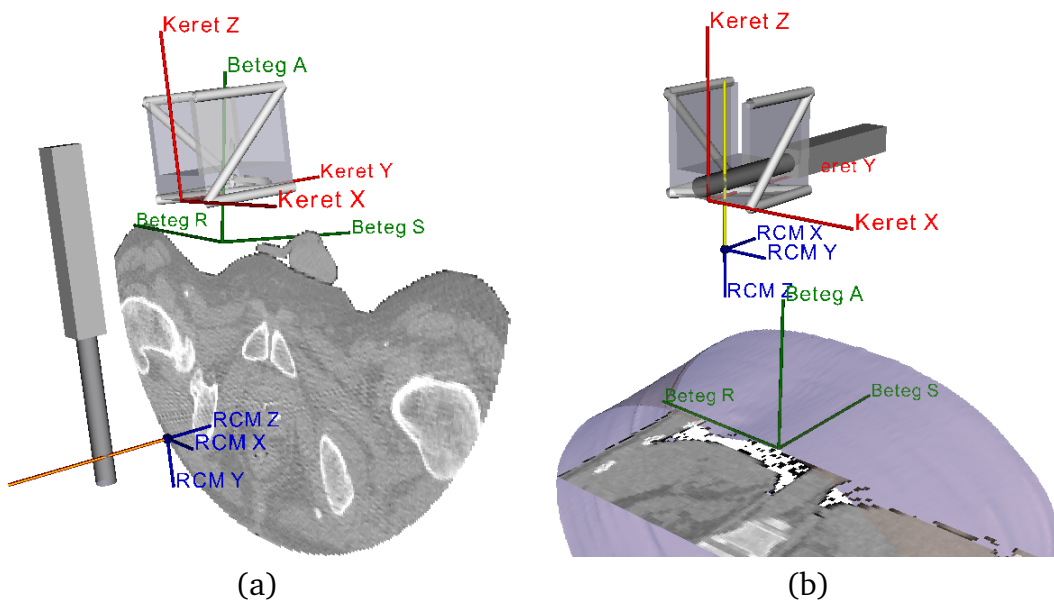
4.1. Lokalizációs kerettel támogatott tűszúrásos eljárások

A tűszúrásos terápiák tervezése és végrehajtása nagyon változatos lehet. Először azokat vizsgáljuk meg, amelyek a kép és a fizikai tér közötti illesztés megoldásához lokalizációs keretet használnak.

Az ún. sztereotaktikus keretek használatakor mereven rögzítenek a beteghez egy bázist, amely a koordináta-rendszert definiálja. A robot segítségével történő végrehajtáskor a lokalizációs keret a robothoz kapcsolódik. Az egyes berendezésektől azt várjuk el, hogy képes legyen

a műtőeszközt, általában a tűt egy pont körül (jellemzően a hegye körül) elforgatni, azt adott mélységben beszúrni és visszahúzni. Nem szükségszerű, de az eszköz térbeli mozgása is hasznos lehet.

A lokalizációs keret általában olyan anyagból készült rudakból áll, amelyek az adott modalitású képen (MR, CT) jól láthatók. A rudak jól megválasztott egymáshoz viszonyított térbeli elhelyezkedése esetén a képtér és a rudak által definiált koordináta-rendszer közötti geometriai kapcsolat akár már egy metszeti kép alapján megállapítható. Bár az egyes berendezések felépítésükben jelentősen különbözhetnek egymástól, működésük elve nagyon hasonló. Három objektumot különíthetünk el, amelyek a saját koordináta-rendszerükben definiáltak. Az egyik objektum a beteg, akit a róla készült 3D kép reprezentál, a második a tű vagy csőszerű eszköz, amit a betegbe kell juttatni, a harmadik pedig a lokalizációs keret. A regisztráció feladata az ezen koordináta-rendszerek közötti kapcsolat megteremtése (3. ábra).



3. ábra. A beteghez, a kerethez és a műtőeszközhöz (RCM) tartozó koordináta-rendszerek kapcsolata különböző robot-konfigurációk esetén regisztráció után.

Kifejlesztettünk egy iteratív algoritmust, amely legkisebb négyzetes értelemben illeszt 3D ponthalmazokat 3D egyenesekhez [29]. A rudakat térbeli egyenesekkel modellezzük. A rudak keresztmetszeti képeinek súlypontjait manuális vagy félautomatikus módszerrel azonosítjuk a képszeleteken. Akár a rudak egy részének keresztmetszetét tartalmazó egyetlen képszelet is elegendő lehet az illesztés meghatározásához. Ennél több rúd-keresztmetszet és képszelet használata jelentősen javíthatja az illesztés pontosságát. A pontok kijelölésekor meg kell azt is adnunk, hogy melyik rudat reprezentálják.

A regisztrációs módszernek a kijelölés pontatlanságára vonatkozó érzékenységét numerikus szimulációval vizsgáltuk. Módszerünk eredményeit összehasonlítottuk a Susil által javasolt, egy képszeletet felhasználó direkt módszerrel is [21]. Az eredmények alapján az iterációs módszer hibája kisebb a direkt módszerénál, még egy képszelet alkalmazása esetén is. Az is jól megfigyelhető, hogy már két képszelet felhasználásával is jelentős javulást lehet elérni. A kétféle megközelítés, a direkt és az iteratív módszer között az előző javára a futási idő dönthet, de a gyakorlati probléma jellegéből adódóan ez sem zárja ki az iteratív módszer alkalmazhatóságát.

Amint a három koordináta-rendszer között ismert a kapcsolat, egy egységes keretrendszerben megadhatjuk a műtéttervezés- és végrehajtás lépéseit. Ezt *absztrakt vezérlési szintnek* is nevezhetjük, mivel nem lényeges, hogy milyen tényleges fizikai eszköz milyen módon végzi el a lépéseket. Itt történik a tű mozgatásához szükséges mozgási paraméterek meghatározása. A *fizikai vezérlési szinten* a feladat az, hogy ezeket a műveleteket a műtőeszköz megfelelően végre is hajtsa. Ez a lépés a tényleges eszköz inverz kinematikájának ismeretében tehető meg.

Elkészítettem egy műtéttervező és -végrehajtó alkalmazást, amely az előzőleg bemutatott egységes keretrendszerre épül. A betegről CT képek készülnek, amelyen a Susil-féle lokalizációs keret is látható, a tű mozgatását az RCM robotcsalád végzi. A rendszer elő-klinikai tesztelése fantomokon történt [9]. Az eredmények azt mutatják, a hiba elsődlegesen a tű és a szövetek kölcsönhatásából adódik. Valós beavatkozásoknál további problémát okozhat a prosztata elmozdulása a tűszúrás közben, illetve a beteg elmozdulása a CT felvétel és a műtéti terv elkészítése után. Ezek kezelésével nem foglalkoztunk. Elmondható, hogy a rendszer alkalmas lehet tűszúrásos prosztatabeavatkozások végrehajtására, illetve átalakítható másfajta tűszúrásos klinikai alkalmazásokhoz.

4.2. Egyéb tűszúrásos beavatkozások

A Johns Hopkins Egyetemen (Baltimore, MD, Amerikai Egyesült Államok) tett tanulmányutam során két olyan munka előkészítő lépéseiben vettem részt, amelyek a regisztráció további izgalmas alkalmazási lehetőségeit mutatják be.

Az egyik esetben a klinikumban általánosan használt ultrahangon alapuló berendezések és az előzőleg ismertetett CT-alapú műtéttervező rendszer előnyös tulajdonságait igyekeztünk az MRI képalkotással egyesíteni a prosztata tűszúrásos terápiáinak végrehajtásához. Az MRI képen jól azonosítható a célterület, ami alapján a robot-vezérelt műtétet megtervezhetjük és végrehajthatjuk. A robot a rektumon keresztül közelíti meg a célterületet. A művelet végrehajtása közben valós időben 2D MRI képeket kapunk, ahol követhetjük és ellenőrizhetjük a beavatkozást. A munka több részfeladatra oszlott [3, 10, 11, 13, 22]. Az én munkám a valós idejű 2D kép megjelenítése, valamint a szkennerek és a műtétvezérlő számítógép közötti kommunikáció megtervezése volt [10].

A másik munka során egy klinikumban használt, ultrahang képalkotáson alapuló brachyterápiás rendszer és egy tűszúrásos műtét végrehajtására képes robot között kellett a kommunikációt megteremteni, illetve a kép és a robot koordináta-rendszerei között a kalibrációt elvégezni [12].

5. A disszertáció tézisei

Az **első téziscsoport** eredményei a pont-alapú regisztrációs algoritmusok vizsgálatára vonatkoznak, részletes tárgyalásukra a dolgozat 3. és 4. fejezetében kerül sor. Az eredmények a [23, 26, 27] folyóiratokban és a [24, 25] konferenciakiadványokban jelentek meg.

- I/1. Egységes formában ismertettem a merev-test, a hasonlósági, az affin, a perspektív, a polinomiális, és a TPS transzformációk keresésének módszereit, összefoglaltam a tulajdonságaikat [27]. Új módszert adtunk az affin transzformáció keresésére a parciális deriváltak vizsgálatával [23], meghatároztuk a megoldás létezésének elégséges feltételét és 3-dimenziós példát adtunk a degenerált eset létezésére [25–27].

I/2. Numerikus szimulációk alkalmazásával elvégeztem a pont-alapú módszerek hibaelemzését [24, 25]. Megállapítottam, hogy a várható regisztrációs hiba

- (a) affin elmozdulás esetén egyenesen arányos a kijelölés pontatlanságával,
- (b) affin elmozdulás esetén fordítottan arányos a kijelölt pontpárok számának négyzetgyökével,
- (c) merev-test és affin elmozdulás esetén fordítottan arányos a kijelölt pontok által kifeszített térfogattal,
- (d) síkbeli eloszlása affin elmozdulás esetén olyan, hogy a várható hiba értéke a kijelölt pontok súlypontja körüli ellipsziseken állandó,

valamint egy rögzített helyzetű pontkonfiguráció esetén kijelölési stratégiát adtam a pontok számának és kijelölési sorrendjének meghatározására.

A **második téziscsoport** eredményei egy automatikus regisztrációs algoritmussal és alkalmazásaival kapcsolatosak. Részletes bemutatásukra a dolgozat 5. fejezetében kerül sor. Az eredmények a [28] folyóiratcikkekben, valamint a [2, 30, 31, 33] konferenciakiadványokban jelentek meg. Ide kapcsolódik a [32] szabadalom is.

II/1. Kidolgoztam egy képponthonlóságon alapuló, többfelbontású piramis technikát alkalmazó, automatikus képregisztrációs eljárást. A kölcsönös információtartalom és a normalizált kölcsönös információtartalom hasonlósági mértékeket alkalmazó módszerekkel résztvettünk a Vanderbilt Egyetem által vezetett, multimodális orvosi képregisztrációs módszerek kiértékelését végző munkájában, ahol jó eredményt értünk el [28].

II/2. Az eljárás egy módosított változatát alkalmaztam a medence környéki szervek szegmentálásának két előkészítő lépésénél: a szervmodellek készítésekor illetve a klinikai szoftverben ezen modellek kezdeti elhelyezésekor. Megmutattam, hogy a globális illesztés utáni lokális finomítás a szeméremcsont környezetében szignifikánsan közelebb viszi egymáshoz a prosztata régiókat [30–32].

II/3. Az eljárás 2-dimenziós változatát alkalmaztam neutron tomográfiás vetületi képek geometriai különbözőségeinek csökkentésére, ami a tomográfiás algoritmus szükséges előkészítő lépése [2, 33].

A **harmadik téziscsoport** egy számítógéppel támogatott műtétvégrehajtási feladat, a minimális beavatkozással járó tűszúrásos terápiák megoldási lehetőségeihez kapcsolódik, mely területtel a Johns Hopkins Egyetemen foglalkoztam. A dolgozatban részletesen a 6. fejezetben tárgyalom ezeket. Az eredmények a [9, 12, 22] folyóiratcikkekben és a [8, 10, 29] konferenciakiadványokban jelentek meg. Társszerzőként a [11, 13] szabadalmakban szerepelek.

III/1. A lokalizációs kerettel támogatott eljárások esetén [8, 9, 29]

- (a) kidolgoztam egy egységes keretrendszert a célkiválasztás és kattintás paradigmára építve,
- (b) regisztrációs módszert adtam a rudak metszetének középpontjai és geometriai modelljeik illesztéséhez,

- (c) elvégeztem a kijelölés pontatlanságának vizsgálatát a Susil-féle keret esetében numerikus szimulációk alkalmazásával,
- (d) elkészítettem egy konkrét alkalmazást, amellyel a betegről készült CT képeken megtervezhető a beavatkozás, és az RCM robot segítségével az végre is hajtható.

III/2. Tanulmányutam alkalmával az alábbi két munkához járultam hozzá.

- (a) Egy komplex, MRI képalkotáson alapuló tűszűrásos rendszer fejlesztésekor kidolgoztam a 2D képek valós idejű megjelenítését, valamint megterveztük a szkennert és a műtétvezérlő számítógép közötti kommunikációt [10, 11, 13, 22],
- (b) Egy ultrahang képalkotáson alapuló brachyterápiás rendszer és egy tűszűrásos műtét végrehajtására képes robot között dolgoztam ki a kommunikációt, illetve közreműködtem a kép és a robot koordináta-rendszerei közötti kalibráció megtervezésében [12].

Irodalomjegyzék

- [1] K. S. Arun, T. S. Huang, and S. D. Blostein. Least-squares fitting of two 3-D point sets. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 9(5):698–703, 1987.
- [2] M. Balaskó, A. Kuba, A. Nagy, A. Tanács, and B. Schillinger. Comparison radiography and tomography possibilities of FMR-2 (20 MW) and Budapest (10 MW) research reactors. In *Book of Abstracts of the 8th World Conference on Neutron Radiography*, page 4, 2006.
- [3] E. Balogh, A. Deguet, R.C. Susil, A. Krieger, A. Viswanathan, C. Ménard, J.A. Coleman, and G. Fichtinger. Visualization, planning, and monitoring software for MRI-guided prostate intervention robot. In *Proceedings of MICCAI, Lecture Notes in Computer Science*, volume 3217 (2), pages 73–80, 2004.
- [4] F. L. Bookstein. Principal warps: thin-plate splines and the decomposition of deformations. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 11:567–585, 1989.
- [5] L. G. Brown. A survey of image registration techniques. *ACM Computing Surveys*, 24(4):325–376, 1992.
- [6] A. Collignon, F. Maes, D. Delaere, D. Vandermeulen, P. Suetens, and G. Marchal. Automated multi-modality image registration based on information theory. In *Proceedings of Information Processing in Medical Imaging*, pages 263–274, 1995.
- [7] A.C. Evans, S. Marrett, D.L. Collins, and T.M. Peters. Anatomical–functional correlative analysis of the human brain using three dimensional imaging systems. *SPIE Proceedings*, 1092:236–246, 1989.
- [8] G. Fichtinger, K. Masamune, A. Patriciu, A. Tanács, J. H. Anderson, T. L. DeWeese, R. H. Taylor, and D. Stoianovici. Robotically assisted percutaneous local therapy and biopsy. In *Workshop proceedings of the Tenth IEEE International Conference on Advanced Robotics*, pages 133–151, Budapest, 2001.

- [9] G. Fichtinger, T. L. DeWeese, A. Patriciu, A. Tanács, D. Mazilu, J. H. Anderson, K. Masamune, R. H. Taylor, and D. Stoianovici. System for robotically assisted prostate biopsy and therapy with intraoperative CT guidance. *Journal of Academic Radiology*, 9(1):60–74, 2002.
- [10] G. Fichtinger, A. Krieger, R.C. Susil, A. Tanács, L.L. Whitcomb, and E. Atalar. Transrectal prostate biopsy inside closed MRI scanner with remote actuation, under real-time image guidance. In *Proceedings of MICCAI, Lecture Notes in Computer Science*, volume 2488 (1), pages 91–98, 2002.
- [11] G. Fichtinger, A. Ergin, L.L. Whitcomb, R. Susil, A. Tanács, and A. Krieger. Apparatus for insertion of a medical device during a medical imaging process. World Patent Application #WO03088833 (Filing Date: 10/30/2003), 2003.
- [12] G. Fichtinger, E.C. Burdette, A. Tanács, A. Patriciu, D. Mazilu, L.L. Whitcomb, and D. Stoianovici. Robotically assisted prostate brachytherapy with transrectal ultrasound guidance — phantom experiments. *Brachytherapy*, 5:14–26, 2006.
- [13] G. Fichtinger, A. Ergin, L.L. Whitcomb, R. Susil, A. Tanács, and A. Krieger. Apparatus for insertion of a medical device during a medical imaging process. US Patent Application #US2006241368 (Filing Date: 10/26/2006), 2006.
- [14] J. M. Fitzpatrick, J. B. West, and C. R. Maurer. Predicting error in rigid-body point-based registration. *IEEE Transaction on Medical Imaging*, 17:694–702, 1998.
- [15] D.L.G. Hill, D.J. Hawkes, M.J. Gleeson, and et. al. Accurate frameless registration of MR and CT images of the head: Applications in planning surgery and radiation therapy. *Radiology*, 191:447–454, 1994.
- [16] J. B. A. Maintz and M. A. Viergever. A survey of medical image registration. *Medical Image Analysis*, 2(1):1–36, 1998.
- [17] C. R. Maurer and J. M. Fitzpatrick. A review of medical image registration. In R. J. Maciunas, editor, *Interactive image-guided neurosurgery*. American Association of Neurological Surgeons, Park Ridge, IL, 1993.
- [18] C. R. Maurer, J. J. McCrory, and J. M. Fitzpatrick. Estimation of accuracy in localizing externally attached markers in multimodal volume head images. *SPIE Proceedings*, 1898: 43–54, 1993.
- [19] C. R. Maurer, J. M. Fitzpatrick, M. Y. Wang, R. L. Galloway, R. J. Maciunas, and G. S. Allen. Registration of head volume images using implantable fiducial markers. *IEEE Transaction on Medical Imaging*, 16:447–462, 1997.
- [20] C. Studholme, D. L. G. Hill, and D. J. Hawkes. An overlap invariant entropy measure of 3D medical image alignment. *Pattern Recognition*, 32(1):71–86, Jan. 1999.
- [21] R. C. Susil, J. H., and Anderson R. H. Taylor. A single image registration method for CT-guided interventions. In *Proceedings of the International Conference on Medical Image Computing & Computer Assisted Intervention (MICCAI)*, volume 1679 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 798–808. Springer-Verlag, 1999.

- [22] R.C. Susil, A. Krieger, J.A. Derbyshire, A. Tanács, L.L. Whitcomb, G. Fichtinger, and E. Atalar. System for MR image-guided prostate interventions: Canine study. *Journal of Radiology*, 228:886–894, 2003.
- [23] A. Tanács, K. Palágyi, and A. Kuba. Medical image registration based on interactively defined anatomical landmark points. *Int. J. Machine Graphics & Vision*, 7:151–158, 1998.
- [24] A. Tanács, K. Palágyi, and A. Kuba. Target registration error of point-based methods assuming rigid-body and linear motions. In *Proc. Int. Workshop on Biomedical Image Registration*, pages 223–233, 1999.
- [25] A. Tanács, G. Czédli, K. Palágyi, and A. Kuba. Point-based registration assuming affine motion. In *Proc. Int. Workshop Algebraic Frames for the Perception-Action Cycle, AFPAC 2000, Lecture Notes in Computer Science 1888, Springer*, pages 329–338, 2000.
- [26] A. Tanács, G. Czédli, K. Palágyi, and A. Kuba. Affine matching of two sets of points in arbitrary dimensions. *Acta Cybernetica*, 15:101–106, 2001.
- [27] A. Tanács. Kijelölt pontpárokon alapuló képregisztrációs módszerek. *Alkalmazott Matematikai Lapok*, 21:237–260, 2004.
- [28] A. Tanács and A. Kuba. Evaluation of a fully automatic medical image registration algorithm based on mutual information. *Acta Cybernetica*, 16:327–336, 2003.
- [29] A. Tanács, G. Fichtinger, and A. Kuba. An algorithm to register sets of 3D points to 3D lines for using arbitrary frame devices in image guided percutaneous therapies. In *Proceedings of the KEPAF conference on Image Analysis and Pattern Recognition*, pages 255–259, 2002.
- [30] A. Tanács, E. Máté, and A. Kuba. Application of automatic image registration in a segmentation framework for pelvic CT images. In *Proceedings of CAIP, Lecture Notes in Computer Science*, volume 3691, pages 628–635, 2005.
- [31] A. Tanács, E. Máté, and A. Kuba. Application of automatic image registration for pelvic CT images. In *Proceedings of the Joint Hungarian-Austrian Conference on Image Processing and Pattern Recognition*, pages 359–366, 2005.
- [32] A. Tanács, E. Máté, and A. Kuba. Method and system for automatically transforming CT studies to a common reference frame. US Patent Application #20070002046 (Filing Date: 01/04/2007), 2007.
- [33] A. Tanács, A. Nagy, M. Balaskó, E. Máté, and A. Kuba. Képpontok hasonlóságán alapuló automatikus regisztrációs módszer orvosi és neutron tomográfiai alkalmazásának tapasztalatai. In *A Magyar Képfeldolgozók és Alakfelismerők Társasága Konferenciájának Kiadványa*, pages 25–32, 2007.
- [34] W.M. Wells, P. Viola, H. Atsumi, S. Nakajima, and R. Kikinis. Multi-modal volume registration by maximization of mutual information. *Medical Image Analysis*, 1(1):35–51, 1996.
- [35] J. B. West and et al. Retrospective intermodality registration techniques for images of the head: Surface-based versus volume-based. *IEEE Transaction on Medical Imaging*, 18(2):144–150, 1999.

- [36] J. B. West, J. M. Fitzpatrick, and et al. Comparison and evaluation of retrospective inter-modality brain image registration techniques. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 21:554–566, 1997.

A szerzőnek a disszertáció témájában megjelent válogatott közleményei

Folyóíratcikkek

- A. Tanács**, K. Palágyi, and A. Kuba. Medical image registration based on interactively defined anatomical landmark points. *Int. J. Machine Graphics & Vision*, 7:151–158, 1998.
- A. Tanács**, G. Czédli, K. Palágyi, and A. Kuba. Affine matching of two sets of points in arbitrary dimensions. *Acta Cybernetica*, 15:101–106, 2001.
- A. Tanács** and A. Kuba. Evaluation of a fully automatic medical image registration algorithm based on mutual information. *Acta Cybernetica*, 16:327–336, 2003.
- A. Tanács**. Kijelölt pontpárokon alapuló képregisztrációs módszerek. *Alkalmazott Matematikai Lapok*, 21:237–260, 2004.
- G. Fichtinger, T. L. DeWeese, A. Patriciu, **A. Tanács**, D. Mazilu, J. H. Anderson, K. Masamune, R. H. Taylor, and D. Stoianovici. System for robotically assisted prostate biopsy and therapy with intraoperative CT guidance. *Journal of Academic Radiology*, 9(1):60–74, 2002.
- R.C. Susil, A. Krieger, J.A. Derbyshire, **A. Tanács**, L.L. Whitcomb, G. Fichtinger, and E. Atalar. System for MR image-guided prostate interventions: Canine study. *Journal of Radiology*, 228:886–894, 2003.
- G. Fichtinger, E.C. Burdette, **A. Tanács**, A. Patriciu, D. Mazilu, L.L. Whitcomb, and D. Stoianovici. Robotically assisted prostate brachytherapy with transrectal ultrasound guidance — phantom experiments. *Brachytherapy*, 5:14–26, 2006.

Nemzetközi konferenciakiadványokban megjelent közlemények

- A. Tanács**, K. Palágyi, and A. Kuba. Target registration error of point-based methods assuming rigid-body and linear motions. In *Proc. Int. Workshop on Biomedical Image Registration*, pages 223–233, 1999.
- A. Tanács**, G. Czédli, K. Palágyi, and A. Kuba. Point-based registration assuming affine motion. In *Proc. Int. Workshop Algebraic Frames for the Perception-Action Cycle, AFPAC 2000, Lecture Notes in Computer Science 1888, Springer*, pages 329–338, 2000.
- A. Tanács**, E. Máté, and A. Kuba. Application of automatic image registration in a segmentation framework for pelvic CT images. In *Proceedings of CAIP, Lecture Notes in Computer Science*, volume 3691, pages 628–635, 2005.
- G. Fichtinger, A. Krieger, R.C. Susil, **A. Tanács**, L.L. Whitcomb, and E. Atalar. Transrectal prostate biopsy inside closed MRI scanner with remote actuation, under real-time image guidance.

In *Proceedings of MICCAI, Lecture Notes in Computer Science*, volume 2488 (1), pages 91–98, 2002.

G. Fichtinger, K. Masamune, A. Patriciu, **A. Tanács**, J. H. Anderson, T. L. DeWeese, R. H. Taylor, and D. Stoianovici. Robotically assisted percutaneous local therapy and biopsy. In *Workshop proceedings of the Tenth IEEE International Conference on Advanced Robotics*, pages 133–151, Budapest, 2001.

M. Balaskó, A. Kuba, A. Nagy, **A. Tanács**, and B. Schillinger. Comparison radiography and tomography possibilities of FMR-2 (20 MW) and budapest (10 MW) research reactors. In *To Appear in the Proceedings of the 8th World Conference on Neutron Radiography*.

Magyar konferenciakiadványokban megjelent közlemények

A. Tanács, G. Fichtinger, and A. Kuba. An algorithm to register sets of 3D points to 3D lines for using arbitrary frame devices in image guided percutaneous therapies. In *Proceedings of the KEPAF conference on Image Analysis and Pattern Recognition*, pages 255–259, 2002.

A. Tanács, E. Máté, and A. Kuba. Application of automatic image registration for pelvic CT images. In *Proceedings of the Joint Hungarian-Austrian Conference on Image Processing and Pattern Recognition*, pages 359–366, 2005.

Tanács A., Nagy A., Balaskó M., Máté E., Kuba A. Képpontok hasonlóságán alapuló automatikus regisztrációs módszer orvosi és neutron tomográfiai alkalmazásának tapasztalatai. *A Magyar Képfeldolgozók és Alakfelismerők Társasága Konferenciájának Kiadványa*, 25–32, 2007.

Szabadalmak

G. Fichtinger, A. Ergin, L.L. Whitcomb, R. Susil, **A. Tanács**, and A. Krieger. Apparatus for insertion of a medical device during a medical imaging process. *World Patent Application #WO03088833* (Filing Date: 10/30/2003), 2003.

G. Fichtinger, A. Ergin, L.L. Whitcomb, R. Susil, **A. Tanács**, and A. Krieger. Apparatus for insertion of a medical device during a medical imaging process. *United States Patent Application #US2006241368* (Filing Date: 10/26/2006), 2006.

A. Tanács, E. Máté, and A. Kuba. Method and system for automatically transforming CT studies to a common reference frame. *United States Patent Application #20070002046* (Filing Date: 01/04/2007), 2007.

