

Högteknologi revolutionerar kraniomaxillofacial kirurgi

Datornavigation ger bättre precision och färre komplikationer



PAYAM FARZAD, övertandläkare, käkkirurgiska kliniken, Central-lasarettet, Västerås
 payam.farzad@ltv.se
ELIAS MESSO, övertandläkare, käkkirurgiska kliniken, Akade-

miska sjukhuset, Uppsala
JAN-MICHAEL HIRSCH, professor, institutionen för kirurgiska vetenskaper, oral- och maxillofacial kirurgi, Uppsala universitet

Den högteknologiska utvecklingen skapar allt fler nya möjligheter inom den medicinska världen, och datornavigerad kirurgi är ett av flera exempel. Tekniken för datornavigerad kirurgi utvecklades ursprungligen för biopsitagning vid neurokirurgiska ingrepp, men under de senaste tio åren har datornavigation funnit tillämpningar inom flera kirurgiska discipliner. Datorstött navigationssystem finns numera även inom ortopedi och öron-, näs- och halskirurgi [1, 2]. Inom kraniomaxillofacial kirurgi har tekniken börjat tillämpas med framgång vid såväl medfödda som förvärvade tillstånd.

Kirurgisk datornavigation handlar om att kirurgen med en gps-liknande teknik ser positionen av sina instrument i förhållande till en bild av patientens anatomi på en datorskärm. I kombination med preoperativ virtuell planering av kirurgin är datornavigation ett kraftfullt verktyg för att öka precisionen. Vi redogör här för olika navigationssystem och ger ett patientfall från kraniomaxillofacial kirurgi. Vid Akademiska sjukhuset i Uppsala har vi gjort bedömningen att teknologin är till stor hjälp och att guddad kirurgi har en plats inom komplex kirurgi.

Principen för datornavigation

Navigationstrustningen består av dator med skärm, kameror (navigatorns »ögon«, Figur 1), pekare och stjärna med keramikkulor som placeras på patienten och på kirurgens instrument (Figur 2). Principen bygger på att man inför operationen utfört en datortomografiundersökning (DT) av operationsområdet och sedan överför undersökningen till navigatorns dator. Väl på operationsbordet kalibrerar man patienten mot DT-bilderna. Därefter kalibrerar man navigatorns pekare eller olika kirurgiska instrument, såsom endoskop, fräsar eller sågar. Stjärnan håller reda på patientens position i rummets tre dimensioner. Nu kan systemet hålla reda på patientens, pekares och instrumentens position i relation till den bild av patientens anatomi som finns på skärmen.

Metoder

Kalibrering av patienten bygger på att patientens position registreras och läggs ovanpå bilden i navigatören så att en så exakt anatomisk överensstämmelse som möjligt uppnås mellan röntgenbilden i navigatören och patienten. För detta krävs identifierbara punkter, s.k markörer, på patienten och på röntgenbilden, som orienteras exakt i förhållande till varandra. Beroende på kravet på precision vid kirurgin kan olika tekniker användas. Vid höga precisionskrav görs en preoperativ DT



Figur 1. Infrarödkameror som fungerar som navigatorns ögon (överst i bilden).

med röntgenkontrasterande markörer (metallskravar) som förankrats i ben på patienten. Undersökningen laddas därefter in i navigatören, och en virtuell navigationsplan för operationen tas fram.

I operationssalen görs en kalibrering genom att markörerna identifieras på patienten med hjälp av en pekare som kommunicerar med navigatören. Programvaran beräknar sedan överensstämmelsen mellan patientens faktiska position och bilden i navigatören. Det uppnådda värdet blir ett mått på den noggrannhet med vilken man kan navigera, dvs hur nära man

SAMMANFATTAT

Inom kraniofacial kirurgi pågår en högteknologisk utveckling. Datorstödd och datornavigerad kirurgi är områden som i dag utvecklas snabbt. Nyttan med dessa teknologier är framför allt förbättrad precision och förutsägbarhet med minskad risk för komplikationer och totalt mindre morbiditet.

Virtuell planering av rekonstruktioner kan nu göras i och med att datortomografin

utvecklats från analog till digital teknik. En ideal simulering av det tilltänkta ingreppet görs sedan på en datorarbetsstation.

Osteotomier, förflyttningar av bensegment eller inpassning av biomaterial kan simuleras oändligt antal gånger. Med hjälp av individuellt producerade guider i stereolitografi eller med en navigator överförs den virtuella planen till operationssituationen.

egentligen befinner sig den verkliga punkten, som kan vara en viktig anatomisk struktur.

Vid för stora avvikelser mellan bild och verkligt läge görs en ny kalibrering. Det är viktigt att med jämna mellanrum under operationen kontrollera noggrannheten i systemet mot klart definierade anatomiska strukturer så att den faktiska pekarpositionen och positionen på navigatorns bildskärm fortfarande överensstämmer. Det är dock inte alltid möjligt att placera ut markörer inför DT-undersökningen, eftersom tiden mellan undersökningen och operationen kan bli lång. Andra referensmöjligheter är att fixera markörer på ansiktshuden eller på kvarvarande tänder genom sk ets-bondteknik, där metallmarkörer limmas fast på tänderna. Ytterligare ett alternativ är att använda en individuellt framställd plasticskena, »betskena«, i överkäken med markörer inplastade och riktade i rummets tre dimensioner (Figur 3). Dessa metoder är icke-invasiva, markörerna är lätta att avlägsna postoperativt och markörer fixerade till tänderna är stabila.

Den enklaste metoden, som används vid lägre krav på precision, är att markera på datortomografin 4–5 lätt definierbara och icke rörliga anatomiska strukturer, som sedan kan skannas med laser på patienten.

Tekniker för kommunikation

I dagsläget finns det fyra grundläggande tekniker för kommunikation mellan navigationssystemets olika komponenter: mekanisk, elektromagnetisk, ultraljudsledd och videobaserad/optisk. Vart och ett av dessa system erbjuder olika fördelar och nackdelar.

Det mekaniska systemet har utmärkt teknisk precision (ca 1 mm) med låg fel marginal. Problemet är dock att systemet har begränsad räckvidd och rörlighet och kräver stort utrymme i operationssalen [3, 4]. Elektromagnetiska system erbjuder fördelen att ingen visuell kontakt mellan instrument och sensorer krävs, de är lätta att sterilisera och snabb beräkning av signaler kan göras. Problemet med dessa system är känsligheten för störningar från magnetiska fält och metallföremål. Därmed är den noggrannhet som kan uppnås begränsad [5, 6]. Det ultraljudsbaserade systemet är bekvämt att hantera, lätt att sterilisera och erbjuder en precision i intervallet 1–5 mm. Dessa system är emellertid känsliga för störningar från reflektion, luftströmlar och hinder i ljudvågornas passage. De används därför sällan i dag [7–9].

Trenden i dag går i stället mer och mer mot användning av system med optisk koppling. Den tekniska precisionen i dessa system är så hög som 0,1–0,4 mm [10]. En nackdel med dessa system är den höga kostnaden. Ytterligare en nackdel är behovet av ständig visuell kontakt mellan kameror och instrument samt känsligheten för störningar genom ljusreflexer från metallföremål i operationssalen. Förbindelsen med systemet bryts då operationsteamet kommer i vägen för den infraröda stråle som svarar för kontakt mellan instrument och navigator.

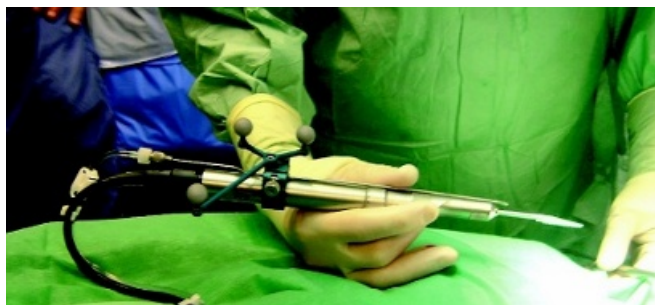
Virtuell planering och datornavigation

Virtuell planering av kirurgi och datorstödd navigation innebär en ny era inom ortognat kirurgi, dvs kirurgisk korrektion av käkställningsfel. Virtuell planering innebär att man med hjälp av olika mjukvaruprogram bearbetar det datortomografiska bildmaterialet i förväg och simulerar olika moment som ska utföras vid operationen. Det bearbetade materialet kan överföras till navigatorsystemets dator, och navigatorsystemet kommer då att användas för att bekräfta att man utfört operationen exakt enligt den virtuella planen.

Virtuella osteotomier på tredimensionella bilder gör det ex-



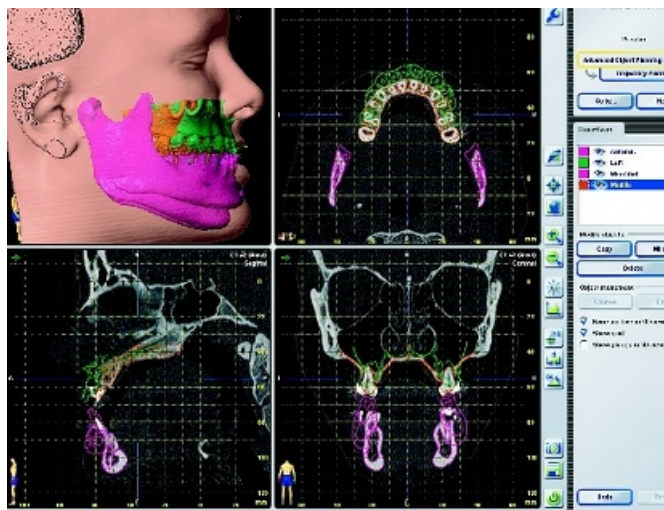
Figur 2. Referensstjärna (till vänster) och pekare för att kommunicera med navigatorn (nedan).



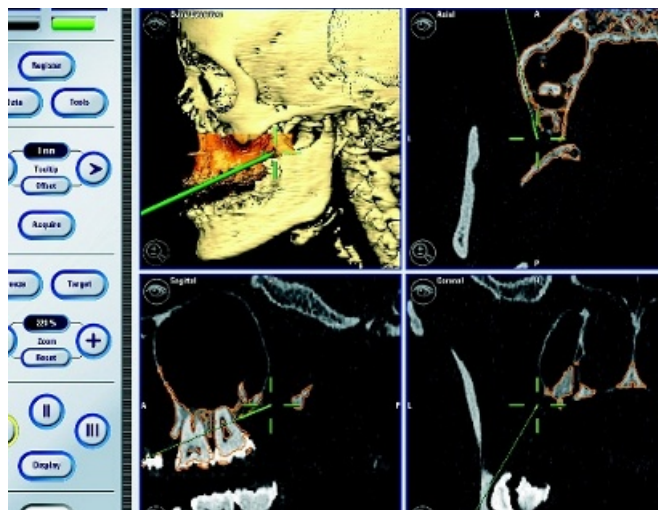
Figur 3. Betskena med inplastade titanskruvar som markörer.

empelvis möjligt för kirurgen att planera och simulera förflyttningar i detalj. Det traditionella sättet att analysera skeletala anomalier är att på profiltröntgenbilder mäta specifika vinklar och därefter planera förflyttningar av käkarna. Den planerade förflyttningen går via avtryckstagning till tillverkning av gipsmodeller av över- och underkäkarna. Gipsmodellerna monteras senare i en artikulatorkan som simulerar gaprörelsen. Tänkt förflyttningar kan nu simuleras i artikulatorkan genom förflyttning av modellerna. Förhållandet mellan tänder och käkar är på så sätt lätt att se och känna, och detta bestämmer den slutgiltiga planen.

En guide i form av en betskena placeras på tänderna mellan käkarna efter utförda förflyttningar av modellerna. Skenan definierar det nya inbördes läget av över- och underkäke och appliceras på patientens tänder under operationen för att guida den verkliga förflyttningen. Traditionell planering och överföring av planen till operationssituationen ger tillfredsställande resultat i händerna på ett erfaret team av ortodontist, käkkirurg och tandtekniker. Metoden bygger emellertid på ett antal steg, som vart och ett för sig utgör en potentiell fel-



Figur 4. Informationen har överferts till navigatören, och den planerade förflyttningen har simulerats i grön färg.



Figur 5. Instrumentens position kan följas på skärmen. Här en osteotom (grön färg) placerad i pterygomaxillära fissuren.

källa. Detta visar sig tydligast vid avancerade rekonstruktioner, där den traditionella metodens brister synliggörs. Ett steg att minska risken för fel är att minska antalet hantverksmässiga steg i processen.

Utvecklingen att överföra den virtuella planen från datorarbetsstationen direkt till operationsrummet med hjälp av en navigator kan vara en lösning på detta problem. Vi rapporterar här ett fall av käkförflyttning där detta tillämpats med hjälp av en kirurgisk navigator (VectorVision 2, BrainLab, München, Tyskland). En jämförelse av noggrannheten med den traditionella metoden och med datornavigering under operation presenteras.

Patientfall

En tidigare frisk 17-årig flicka remitterades till avdelningen för käkkirurgi vid Akademiska sjukhuset i Uppsala med den kliniska och radiologiska diagnosen maxillär retrognati. En Le Fort I-osteotomi med framflyttning av maxillan på 8 mm planerades efter sedvanlig cefalometrisk analys och gipsmodeller inslagna i artikulator.

För att kunna planera och kontrollera noggrannheten av den planerade förflyttningen under operation med hjälp av en navigator gjordes en DT-undersökning med bettskena på överkäkständerna. Fem titanmarkörer placerades i skenan för att kunna korrelera patienten med DT-undersökningen i navigatören. Efter planering av kirurgin virtuellt på arbetsstationen överfördes planen till själva navigatören (Figur 4).

Vid operationstillfället applicerades den prefabricerade bettskenan. Patientens huvud fixerades i ett Mayfieldstöd vid vilket referensstjärnan var fäst. En sladdlös laserskanner, Z-touch (Brainlab, Tyskland), användes för att först göra en registrering av väldefinierade anatomiska strukturer utan bruk av markörerna i bettskenan. Noggrannheten i denna registrering kontrollerades sedan med en ny registrering med hjälp av markörer i skenan. Båda registreringarna visade en noggrannhet på mindre än 0,5 mm. Även längden på sågblad och osteotomer kalibrerades med navigationssystemet så att man under operationen kunde följa instrumentens positioner på dataskärmen (Figur 5).

Efter avslutad registrering utfördes Le-Fort I-osteotomin på sedvanligt sätt. Efter fullständig mobilisering av överkäken utfördes intermaxillär fixation med en prefabricerad plastskena, enligt modellkirurgin. Överkäken flyttades fram

8 mm enligt plan och fixerades med två 1,3 mm stora titanplattor, placerade på vardera sida om apertura piriformis. I detta ögonblick kontrollerade vi den reella förflyttningen genom att peka på vissa anatomiska strukturer med navigatorns pekare. Navigationsverktyget indikerade en förflyttning på 6 mm.

Fördelar med datornavigation

Den konventionella tekniken för planering och genomförande av det beskrivna typingreppet, Le Fort I-osteotomi och framflyttning av överkäken, fungerar väl och ger förutsägbara resultat med minimal risk för komplikationer.

Vilka är då vinsterna med navigation? Syftet är att minska risken för komplikationer och öka förutsägbarheten vid mer komplicerade kranio-maxillofaciala ingrepp. Det är viktigt att påpeka att man vid införandet av navigationstekniken inom verksamheten måste börja med relativt okomplicerad kirurgi, där dagens teknik redan ger bra resultat. Den konventionella metoden för planering och genomförande kunde i vårt presenterade fall användas både som jämförelse och som back-up utifall navigationen av någon teknisk orsak havererat.

Gunkel et al [5] testade fem olika navigationssystem för preoperativ planering och intraoperativ navigation och rapporterade en noggrannhet på 1–2 mm. De rapporterade även kortare operationstider och säkrare manövrering kring känsliga strukturer under 250 huvud-halsoperationer. Vi har använt oss av ett optiskt navigationssystem med infraröd strålning och med en potentiell precision inom intervallet 0,1–0,4 mm [10]. I det presenterade fallet jämfördes två sätt att registrera patienten, med skanning och med markörskruvar som inplaceras i olika riktningar i en bettskena. Samma noggrannhet, <0,5 mm, uppnåddes med båda metoderna. Vår erfarenhet är att skanning trots allt är en osäkrare metod. Vår och andras erfarenhet visar att skruvar placerade i flera plan nära operationsområdet ger den bästa överensstämmelsen mellan bild och verklighet.

Fördelarna med datornavigerad kirurgi har rapporterats i ett antal studier. Inom endoskopisk sinuskirurgi har navigation visats höja säkerhetsnivån och effektiviteten vid utrymning av mukocoele i enstaka etmoidalceller [11]. Ökad precision har beskrivits vid neurokirurgiska ingrepp [12]. Även inom oral och maxillofacial kirurgi har datornavigerad kirurgi rapporterats förbättra resultaten [13, 14]. I vårt patientfall plane-

rades en maxillär framflyttning på 8 mm baserad på gipsmodeller, medan navigatorn indikerade en framflyttning på endast 6 mm. Detta visar att den faktiska förflyttningen av käkarna vid ortognatkirurgi kanske inte alltid är densamma som den som planerats på gipsmodeller.

Detta illustrerar hur precisionen kan ökas genom att ett antal felkällor elimineras. Precisionen handlar även om att minska risken för iatrogena skador på känsliga strukturer. Tack vare att man kalibrerar instrumenten kan deras placering följas i realtid på skärmen. Vi har redan haft stor nytta av tekniken vid olika ingrepp med risk för skada på viktiga nerver. När tekniken är väletablerad kan operationstiderna minska tack vare den ökade precisionen i komplicerade kirurgiska moment. Det ska emellertid påpekas att vi hittills ser förlängda operationstider, som förklaras med den inlärningskurva som kirurgerna och all involverad personal följer för att lära sig handskas med utrustningen.

Nackdelar

Vad är då nackdelarna? En nackdel är den tidskrävande men nödvändiga bearbetningen av datortomografiskt bildmaterial inför operationen, där artefakter avlägsnas och ben separeras från varandra då den datornavigerade kirurgin föregås av virtuell planering. I framtiden ser vi en utveckling där specialutbildade tekniker snarare än kirurger utför dessa förberedelser. Med rätt organisation ser vi stora möjligheter till en generell minskning av tidsåtgången för den preoperativa planeringen. Dessutom innebär den virtuella planeringen att vissa moment kan lyftas ut ur operationssalen, med minskade operationstider som följd. DT-undersökning är en förutsättning för att kunna använda navigationssystemet. Den strålning som genereras av en sådan undersökning är mer eller mindre jämförbar en månads bakgrundsstrålning. Här går tekniken också fort fram, och med nya maskiner kan man förvänta sig allt lägre stråldoser.

Sannolikt är datornavigerad kirurgi endast aktuell vid operationer av en dignitet som väl motiverar den stråldos som orsakas av en preoperativ DT-undersökning. Dock är detta något som alltid måste beaktas och vägas mot den kirurgiska indikationen.

Investeringskostnaden för navigationssystemet är betydande. Med tanke på det förhållandevis låga antalet kranio-maxillofaciala operationer som kan bli aktuella för navigerad kirurgi i Sverige anser vi det rimligt att fokusera tekniken till kompetenscentra för navigerad kranio-maxillofacial kirurgi. Detta skulle vara gynnsamt för såväl kostnadseffektiviteten som upprätthållandet av kompetens. Framtida undersökningar får utvisa om kostnaderna kan vägas mot potentiella vinster i kvalitet.

■ *Potentiella bindningar eller jävsförhållanden: Inga uppgivna.*

REFERENSER

- Kelly P. State of the art and future directions of minimally invasive stereotactic neurosurgery. *Cancer Control*. 1995;2:287-92.
- Freysinger W, Gunkel A, Pototchnig C, Thumfart W, Truppe M, et al. New developments in 3D endonasal and frontobasal endoscopic sinus surgery. Paris, France, Kugler publications, 1995.
- Hassfeld S, Zöller J, Albert F, Wirtz C, Knauth M, Mühling J. Preoperative planning and intraoperative navigation in skull base surgery. *J Craniomaxillofac Surg*. 1998;26:220-5.
- Kosugi Y, Watanabe E, Goto J, Watanabe T, Yoshimoto S, Takakura K, et al. An articulated neurosurgical navigation system using MRI and CT images. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1998;35:147-52.
- Gunkel A, Freysinger W, Thumfart W. Experience with various 3-dimensional navigation systems in head and neck surgery. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 2000;126:390-5.
- Marmulla R, Hilbert M, Nieder-

- dellmann H. Inherent precision of mechanical, infrared and laser-guided navigation systems for computer assisted surgery. *J Craniomaxillofac Surg*. 1997;25:192-7.
- Barnett G, Kormos D, Steiner C, Weisenberger J. Intraoperative localization using an armless, frameless stereotactic wand. Technical note. *J Neurosurg*. 1993;78:510-4.
- Horstmann G, Reinhardt H. Ranging accuracy test of the sonic microstereometric system. *Neurosurgery*. 1994;34:754-5.
- Kalfas I, Kormos D, Murphy M, McKenzie R, Barnett G, Bell G, et al. Application of frameless stereotaxy to pedicle screw fixation of the spine. *J Neurosurg*. 1995;83:641-7.
- Khadem R, Yeh C, Sadeghi-Tehrani M, Bax M, Johnson J, Welch J, et al. Comparative tracking error analysis of five different optical tracking systems. *Comput Aided Surg*. 2000;5:98-107.
- Carney A, Patel N, Baldwin D, Coakham H, Sandeman D. Intraoperative image guidance in otolaryngology - the use of the ISG viewing wand. *J Laryngol Otol*. 1996;110:322-7.
- Sandeman D, Patel N, Chandler C, Nelson R, Coakham H, Griffith H. Advances in image-directed neurosurgery: preliminary experience with the ISG viewing wand compared with the Leksell G frame. *Br J Neurosurg*. 1994;8:529-44.
- Watzinger F, Wanschitz F, Wagner A, Enislidis G, Millesi W, Bauermann A, et al. Computer-aided navigation in secondary reconstruction of post-traumatic deformities of the zygoma. *J Craniomaxillofac Surg*. 1997;25:198-202.
- Watzinger F, Wanschitz F, Rasse M, Millesi W, Schopper C, Kremser J, et al. Computer-aided surgery in distraction osteogenesis of the maxilla and mandible. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1999;28:171-5.