



CHALMERS



# Utvärdering av en joystickstyrd robotarms noggrannhet och repeterbarhet

Vid placering av acetabularkopp under total höftledsartroplastik

Isabelle Bellander, Omeya Haque, Anton Jansson, Bedirhan Sahan,  
Elsa Wrångemyr

---

**Institutionen för Industri- och Materialvetenskap**

CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA

Göteborg, Sverige 2026

[www.chalmers.se](http://www.chalmers.se)



KANDIDATUPPSATS 2026

# Utvärdering av en joystickstyrd robotarms noggrannhet och repeterbarhet

Vid placering av acetabularkopp för total höftledsartoplastik

Isabelle Bellander, Omeya Haque, Anton Jansson, Bedirhan Sahan,  
Elsa Wrångemyr



**CHALMERS**  
UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

Institutionen för Industri- och Materialvetenskap

IMSX16-VT26

CHALMERS UNIVERSITY OF TECHNOLOGY  
Göteborg, Sverige 2026

Utvärdering av en joystickstyrd robotarms noggrannhet och repeterbarhet  
vid placering av acetabularkopp för total höftledsartoplastik

Isabelle Bellander, Omeya Haque, Anton Jansson,  
Bedirhan Sahan, Elsa Wrångemyr

© Isabelle Bellander, Omeya Haque, Anton Jansson,  
Bedirhan Sahan, Elsa Wrångemyr, 2026

Supervisor: Per Nyqvist, Roham Sadeghi Tabar  
Examiner: Roham Sadeghi Tabar

Kandidatuppsats 2026  
Institutionen för Industri- och Materialvetenskap  
Chalmers University of Technology  
SE-412 96 Göteborg  
Sverige

---

## Abstract

In total hip replacement surgery, the correct positioning and orientation of the acetabular cup, one of the components of the hip prosthesis, is crucial to avoid complications. Conventionally, the placement of the acetabular cup is performed manually by the surgeon, which places high demands on precision and experience; however, with technical aids such as robot-assisted surgery and navigation systems, it is possible to reduce the human factor at critical moments. Thus, the work investigates the position accuracy and repeatability of a joystick-controlled robot arm when steering towards a defined target point. Through experimental and virtual tests, the robot's properties were simulated and analyzed. The results show that the joystick-controlled robot achieves position accuracy and repeatability within clinical error margins, with programmed movements providing the highest repeatability, while joystick control in combination with a navigation system is sufficiently reliable. The observed deviations are mainly attributed to geometric variations in the 3D-printed tool rather than the robot's mechanics, which means that the accuracy can be improved through calibration. Future work should focus on improved calibration, more robust tool design, and further integration with clinical systems to enable safe and practical application in real-world surgical settings.

# Sammanfattning

Vid total höftledsoperation är korrekt positionering och orientering av acetabularkoppen, en av komponenterna i höftprotesen, avgörande för att undvika komplikationer. Konventionellt utförs placering av acetabularkoppen manuellt av kirurgen, vilket ställer höga krav på precision och erfarenhet men med tekniska hjälpmedel, såsom robotassisterad kirurgi och navigationssystem, är det möjligt att minska den mänskliga faktorn vid kritiska moment. Därmed undersöker arbetet en joystickstyrd robotarms positionsnoggrannhet och repeterbarhet vid styrning mot en definierad målpunkt. Genom experimentella och virtuella tester simulerades och analyserades robotens egenskaper. Resultaten visar att den joystickstyrda roboten uppnår en positionsnoggrannhet och repeterbarhet som ligger inom kliniska felmarginaler, där programmerade rörelser ger högst repeterbarhet medan joystickstyrning i kombination med navigationssystem är tillräckligt tillförlitlig. De observerade avvikelserna härleds främst till geometriska variationer i det 3D-printade verktyget snarare än robotens mekanik, vilket innebär att noggrannheten kan förbättras genom kalibrering. Framtida arbete bör fokusera på förbättrad kalibrering, mer robust verktygsdesign och vidare integration med kliniska system för att möjliggöra säker och praktisk tillämpning i verklig operationsmiljö.

## Förord

Detta kandidatarbete har genomförts under våren 2026 inom civilingenjörsutbildningen vid Chalmers tekniska högskola. Arbetet omfattar 15 högskolepoäng och har utförts under utbildningens tredje år. Fem studenter deltog i genomförandet, varav fyra från programmet automation och mekatronik och en från maskinteknik. Arbetet genomfördes i nära samarbete med företaget Ortoma AB som utvecklar operationssystem inom ortopedisk kirurgi.

Arbetets genomförande har inneburit en ansats där såväl teoretiska som praktiska moment integrerats. Under arbetets gång har vi fått värdefulla praktiska och tekniska erfarenheter inom robotik. Dessutom har vi fått erfarenheter inom additiv tillverkning samt produktutveckling. Arbetet har gett oss en bättre förståelse för hur tekniska lösningar kan utvecklas och utvärderas.

Vi vill rikta ett varmt tack till vår examinator Roham Sadeghi Tabar, forskningsspecialist inom produktutveckling vid Chalmers tekniska högskola samt vår handledare Per Nyqvist, forskningsingenjör vid produktionssystem vid Chalmers för deras stöd och värdefulla synpunkter under arbetets genomförande. Ett särskilt tack riktas även till Hassan Nemati, forskningschef vid Ortoma AB samt till övriga medarbetare på Ortoma för deras engagemang.



# Innehållsförteckning

<b>1</b>	<b>Inledning</b>	<b>1</b>
1.1	Bakgrund och kliniskt sammanhang . . . . .	1
1.2	Robotassisterad kirurgi . . . . .	3
1.3	Navigationssystem inom höftkirurgi . . . . .	3
1.4	Problemformulering . . . . .	3
1.5	Syfte . . . . .	4
1.6	Avgränsningar . . . . .	4
<b>2</b>	<b>Teoretisk bakgrund och system</b>	<b>5</b>
2.1	Robotsystem . . . . .	5
2.1.1	YuMi® IRB 14000 . . . . .	5
2.1.2	ABB RobotStudio® . . . . .	6
2.2	Ortoma Treatment Solution™ (OTS™) . . . . .	6
2.3	Geometrisk kvalitetssäkring . . . . .	7
2.4	Beräkningsmetoder . . . . .	8
<b>3</b>	<b>Metod</b>	<b>11</b>
3.1	Konceptutveckling och CAD-design . . . . .	11
3.2	Simuleringsmodell och analys . . . . .	13
3.2.1	Modelluppbyggnad . . . . .	13
3.2.2	Stabilitetsanalys . . . . .	14
3.2.3	Variationsanalys . . . . .	15
3.2.4	Bidragsanalys . . . . .	16
3.3	Mätning av greppsystemet med digitalskjutmått . . . . .	16
3.4	Virtuella tester . . . . .	17
3.4.1	Varierade startpositioner . . . . .	18

---

3.4.2	Inverkan av verktygsvikt . . . . .	18
3.5	Experimentella robottester . . . . .	18
3.5.1	Varierade startpositioner utan verktyg . . . . .	19
3.5.2	Varierande startpositioner med verktyg . . . . .	19
3.5.3	Kamerabaserad variationsanalys . . . . .	19
3.5.4	Programmerad bana med OTS Hip Guide . . . . .	21
3.5.5	Joystickstyrning med OTS Hip Guide . . . . .	23
3.6	Användning av AI verktyg . . . . .	23
<b>4</b>	<b>Resultat</b>	<b>25</b>
4.1	Underlag för val av greppsystem . . . . .	25
4.2	Avvikelser i robotens positionering och repeterbarhet . . . . .	27
4.3	Virtuella tester . . . . .	29
4.4	Experimentella tester . . . . .	30
<b>5</b>	<b>Resultatanalys</b>	<b>39</b>
5.1	Påverkan från greppsystemet . . . . .	39
5.2	Robotens positionsnoggrannhet och repeterbarhet . . . . .	40
5.3	Placering av acetabularkoppen med hjälp av referenssystem . . . . .	41
<b>6</b>	<b>Diskussion</b>	<b>43</b>
6.1	Testmiljö . . . . .	43
6.2	Systemets känslighet för geometriska variationer . . . . .	43
6.3	Begränsningar i system och metod . . . . .	44
6.4	Användarvänlighet och manuell styrning . . . . .	45
6.5	Vidareutveckling . . . . .	45
<b>7</b>	<b>Slutsats</b>	<b>47</b>

# 1 Inledning

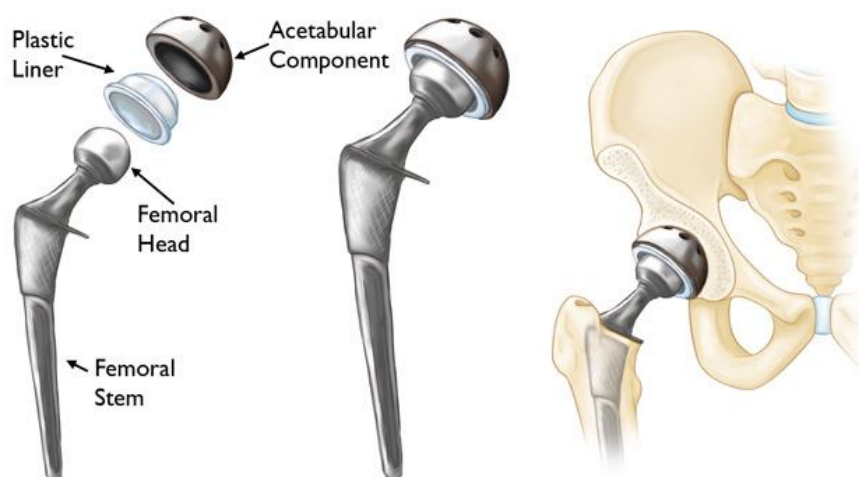
I följande avsnitt avhandlas total höftledsartroplastik, där problematiken kring manuell placering av implantatet diskuteras. Vidare diskuteras tekniska hjälpmedel, såsom robotassisterad kirurgi och navigationssystem, som syftar till att förbättra noggrannheten och repeterbarheten under operationen. Slutligen presenteras syftet som arbetet ämnar att undersöka på.

## 1.1 Bakgrund och kliniskt sammanhang

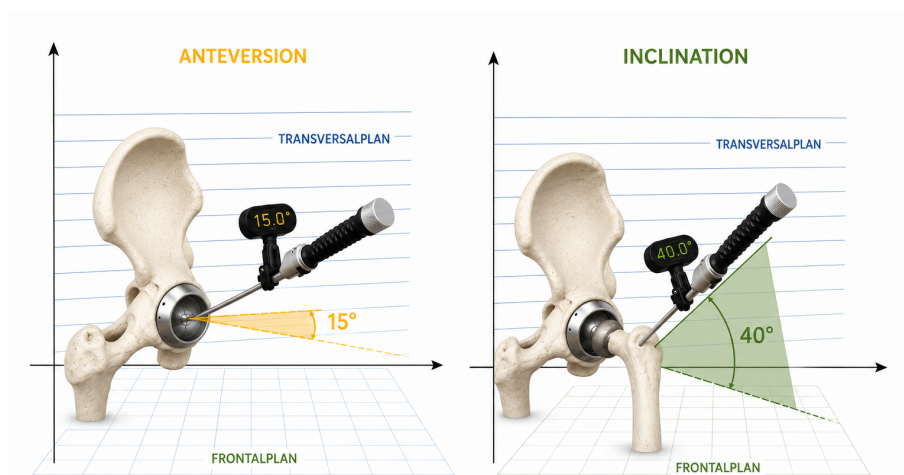
Förekomsten av artros har ökat markant de senaste årtionden och är idag en av de vanligaste ledsjukdomarna i världen. Enligt en rapport från Lunds universitet ökade antalet personer med artros globalt från cirka 248 miljoner till cirka 530 miljoner mellan år 1990 och 2019, vilket innebär mer än en fördubbling på mindre än 30 år [1]. I Sverige uppskattas cirka var tionde person vara artrospatient och lida av smärta, stelhet och svullna leder [1]. Symptomen uppstår i takt med att brosket runt lederna bryts ner. I tidiga stadier kan artros behandlas genom förändrad livsstil och fysioterapi men i senare stadier blir ofta kirurgiska behandlingar nödvändigt för att återställa funktion och minska smärta [2].

En av de vanligaste kirurgiska åtgärderna vid svår höftartros är total höftledsartroplastik [3], THA, där den skadade höftleden ersätts med en protes. Inför operationen skannas patientens höft med en skiktröntgen, CT. Den erhållna bilddatan används därefter för att skapa en tredimensionell modell av patientens bäcken. Baserat på denna modell planeras position och orientering av acetabularkoppen, en av komponenterna i höftprotesen, se Figur 1, för att uppnå en optimal position [4]. I dagens forskning och klinik beskrivs acetabularkoppens placering med två vinklar, benämnda anteversion och inklinations, se Figur 2. Axeln som går normalt ut från acetabularkoppens mitt kallas för den acetabulära axeln, se streckad linje i Figur 2. Anteversion beskriver koppens framåtriktning och definieras som vinkeln mellan den acetabulära axeln och frontalplanet. Inklinations beskriver istället koppens lutning uppåt i frontalplanet [5]. Studierna som diskuterar optimal positionering av acetabularkoppen är många, och en av de mest citerade är studien av Lewinnek et al, där begreppet "safe zone" introduceras [6]. Lewinnek et al. föreslog att placera acetabularkoppen med en inklinations på  $40 \pm 10^\circ$  och en anteversion på  $15 \pm 10^\circ$  för att minska risken för komplikationer [6]. Senare studier har dock föreslagit alternativa intervall, där Murphy et al. rapporterade en inklinations på  $43 \pm 12^\circ$  och en anteversion på  $31 \pm 8^\circ$  [7]. En av de vanligaste komplikationerna vid små avvikelser i anteversion och inklinations är ledluxation, som innebär att protesens ledhuvud, se "femoral head" i 1, förskjuts ur acetabularkoppen, vilket resulterar i att höften inte längre fungerar korrekt [8]. Ytterligare komplikationer som förekommer är försämrade komponentfixering [9], vilket innebär att protesen inte sitter stabilt i benet eller skillnad i benlängd [10]. I mer allvarliga fall kan det krävas en revisionsoperation, vilket innebär ytterligare påfrestning för patienten och ökad resursanvändning inom vården.

Trots noggrann planering av acetabularkoppens placering visar studier att endast cirka 50% placeras inom rekommenderade intervall för både anteversion och inkliniation, även av erfarna kirurger [11]. Avvikelser på upp till  $13^\circ$  mellan planerad och faktisk position har rapporterats, och manuell uppskattning av vinklar har visat sig vara opålitligt [12]. Dessa resultat belyser den begränsade noggrannheten i manuella tekniker och den variation som kan uppstå under total höftledsartroplastik. För att minska dessa felmarginaler och förbättra noggrannhet har olika tekniska hjälpmedel, såsom navigationssystem och robotassisterad kirurgi, utvecklats. Dessa system syftar till att stödja kirurgen i att uppnå den planerade positionen och erbjuder ökad kontroll och noggrannhet vid insättning av höftprotesen, vilket motiverar utveckling av styrsystem med hög noggrannhet, såsom joystickbaserad kontroll under ingreppet.



**Figur 1:** Komponenter i en total höftprotes. Återgiven med tillstånd från OrthoInfo © American Academy of Orthopaedic Surgeons [8]. Återgiven med tillstånd.



**Figur 2:** Illustration av vinklarna anteversion och inkliniation som används för att beskriva acetabularkoppen position och orientering. Anteversion definieras som vinkeln mellan den acetabulära axeln och frontalplanet, medan inkliniation definieras som vinkeln mellan den acetabulära axeln och transversalplanet. Skapad med ChatGPT,2026

## 1.2 Robotassisterad kirurgi

Eftersom utfallet av total höftledsartroplastik påverkas i hög grad av hur höftprotesen placeras har tekniska hjälpmedel som kan stödja kirurgen och förbättra noggrannheten under ingreppet blivit alltmer centralt. Robotassisterad kirurgi utgör en sådan lösning och har under de senaste decennierna fått en allt större roll inom ortopedisk kirurgi. Forskning visar att denna teknik kan förbättra protesens position jämfört med konventionella metoder, vilket minskar risken för felplacering [13]. Ett exempel på ett robotsystem är Da Vinci systemet, där kirurgen via fjärrmanövrering kontrollerar robotens rörelser som sedan kan skalas för att uppnå hög noggrannhet. Systemet möjliggör stabila och repeterbara rörelser, men saknar integrerande navigering som kopplar instrumentets position till patientens anatomi. Detta begränsar systemets förmåga att under operationen säkerställa korrekt positionering vid placering av protesens. [14]. Ett annat exempel är Mako-systemet som specifikt är framtaget för total höftledsartroplastik. Under operationen styr kirurgen manuellt en robotarm och genom haptisk återkoppling, motstånd från roboten om kirurgen avviker från planering, säkerställs minimal avvikelse från operationsplanen [15]. En alternativ styrprincip är joystickstyrning som innebär att robotens rörelser kontrolleras manuellt av en operatör med hjälp av en eller flera joysticks. Genom att flytta joysticken skickas elektriska signaler till robotens styrsystem, vilket får robotarmens leder att röra sig i önskad riktning [16].

## 1.3 Navigationssystem inom höftkirurgi

Arbetet genomförs i samarbete med det svenska företaget Ortoma som har utvecklat ett navigationssystem för total höftledsartroplastik, benämnt Ortoma Treatment Solution™ (OTS). OTS består av en inledande preoperativ planering, en intraoperativ navigering under operationen och avslutas med en postoperativ uppföljning. Den preoperativa planeringen innebär att patientens bilddata analyseras för att bestämma optimal protes och placering av acetabularkoppen inför operation. Den intraoperativa navigeringen sker under operationen och tillhandahåller realtidsvägledning vilket ger kirurgen kontinuerligt visuell information om acetabularkoppens position samt kirurgiska instrument i förhållande till den förutbestämda planen och patientens anatomi. Till sist sker en uppföljning av protesens position över tid [4].

## 1.4 Problemformulering

Trots att robotassisterad kirurgi kan förbättra noggrannheten vid utförandet av rörelser så saknar robotar i sig förmågan att avgöra optimal placering av protesens i förhållande till patientens anatomi. Samtidigt tillhandahåller navigationssystem den nödvändiga rumsliga informationen och realtidsvägledning, men är beroende av kirurgens manuella utförande, vilket kan introducera variation. Detta innebär att det i dagsläget finns en begränsning i att antingen uppnå hög noggrannhet i exekvering eller tillgång till korrekt positionsinformation, men sällan båda fullt ut integrerat.

Mot denna bakgrund uppstår ett behov av att undersöka hur robotteknik kan integreras med navigationssystemet OTS. En central aspekt i detta är att utvärdera robotens faktiska positionsnoggrannhet vid styrning, då denna direkt påverkar möjligheten att uppnå korrekt placering på

höftprotesen. I detta arbete genomförs detta genom att studera användningen av en joystickstyrd robotarm och analysera dess förmåga att uppnå en definierad målposition med hög noggrannhet.

## 1.5 Syfte

Syftet med detta arbete är att utvärdera positionsnoggrannhet och repeterbarhet hos en joystickstyrd kollaborativ robotarm vid navigering mot en definierad målposition. Fokus ligger på att analysera robotens förmåga till exakt och konsekvent positionering, vilket är centralt för tillämpningar inom total höftledsartroplastik. Arbetet omfattar mätning, analys och simulering av robotens egenskaper genom både virtuella miljöer och experimentella tester. För att möjliggöra högprecisionsmätning och verifiering av robotens position används ett externt referenssystem för kirurgisk navigation som oberoende mätmetod, vilket möjliggör realtidsvägledning och analys i förhållande till ingreppets specifika målkoordinater.

## 1.6 Avgränsningar

Arbetet avgränsas till att utvärdera en joystickstyrd robotarm för exakt positionering och orientering av acetabularkoppen. Arbetet omfattar således inte utveckling av en robotarm utan kommer att fokusera på manövrering av en färdigmonterad robot. Robotens last- och kraftbegränsning gör att robotdemonstrationen kommer att bortse från eventuella kraftmoment som kan ske under en verklig operation. Robotens lastbegränsningar medför även att det medicinska instrumentet som används under arbetet kommer att vara en prototyp i plast.

Vidare avgränsas arbetet till en robotdemonstration och det utvecklade systemet kommer varken att vara färdigutvecklat eller kliniskt godkänt. Experimentella tester kommer därför inte att genomföras i verklig operationsmiljö utan syftar till att utvärdera huruvida de förväntade resultaten uppnås.

## 2 Teoretisk bakgrund och system

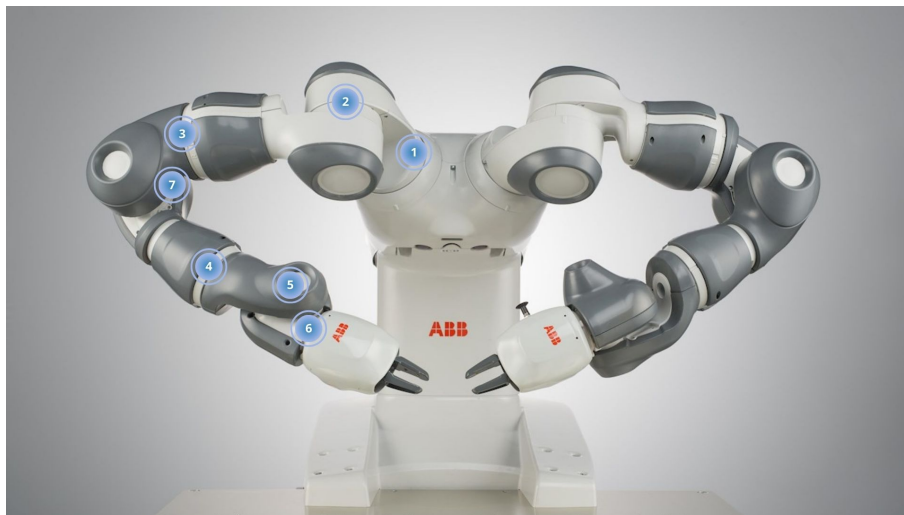
För att få en djupare förståelse för centrala delar av arbetet följer ett avsnitt som behandlar de system som använts under arbetet. Vidare omfattar avsnittet samtliga beräkningsmetoder som senare används för att analysera resultaten.

### 2.1 Robotssystem

Utöver att robotar avlastar människor från arbete så genomför de uppgifter mer flexibelt, tillförlitligt och precist. Robotssystem kan beskrivas som system där sensorer, styrning och mekanik samverkar för att möjliggöra att en robot kan uppfatta sin omgivning och utföra handlingar [17]. I detta arbete används den dubbelarmade roboten YuMi® IRB 14000 tillsammans med programmeringsverktyget ABB RobotStudio.

#### 2.1.1 YuMi® IRB 14000

YuMi® IRB 14000 är en dubbelarmad robot, utvecklad av ABB, som är designad för att samarbeta säkert och produktivt med människor. Vardera arm består av sju rörliga leder, se figur 3, som har en maximal lastkapacitet på 500g. YuMi® är en flexibel robot med hög precision. Enligt ABB:s datablad uppgår robotens positionsnoggrannhet till 0,02mm. För fullständigt datablad se [18]. Vidare i arbetet kommer YuMi® IRB 14000 benämnas som roboten.



**Figur 3:** YuMi® IRB 14000 från ABB med markerade leder (1–7) för robotarmen. Bild från Australis Engineering [19]

### 2.1.2 ABB RobotStudio®

ABB RobotStudio® är ett verktyg för offlineprogramering och simulering av robotapplikationer. Programvaran möjliggör att robotprogram kan utvecklas, testas och optimeras i en virtuell miljö innan de implementeras i verkligheten. Genom att använda en virtuell styrmodell kan simuleringen återspegla robotens verkliga rörelser med hög noggrannhet vilket bidrar till att minska tiden för driftsättning [20]

## 2.2 Ortoma Treatment Solution™ (OTS™)

Ortomas egenutvecklade navigeringssystem Ortoma Treatment Solution™, benämnt OTS, är en AI-stödd och datorbaserad programvara bestående av tre moduler. OTS inkluderar Ortoma Hip Plan, Ortoma Hip Guide och en uppföljning efter operationen. Genom Ortoma Hip Plan skapas en 3D-bild av patientens bäcken som ger kirurgen information och underlag inför operationen. Planeringsmodulen föreslår prostestyp och storlek på acetabularkoppen som syns i figur 6 samt en optimal positionering för komponenten. Under operationen möjliggör Ortoma Hip Guide realtidsnavigering med hjälp av riktningsgivare, så kallat "tracer" och en IR-kamera, se båda komponenterna i figur 4. I höften och på det medicinska instrumentet, se figur 5, placeras en riktningsgivare med reflekterande markörer som sedan kalibreras med OTS Hip Guide. Med hjälp av en IR-kamera är det då möjligt att spåra riktningsgivarna, vilket medför att acetabularkoppens orientering och position kan visas i realtid på en skärm [4].



**Figur 4:** Till höger i figuren syns Ortomas IR-kamera och till vänster syns det konventionella medicinska verktyget för manuell positionering vid operation, samt en förstoring av riktningsgivaren. Tillsammans möjliggör dessa komponenter realtidsvägledning under operationen. Bild från Ortoma: [21].



**Figur 5:** Medicinskt instrument, Ortoma: [21]

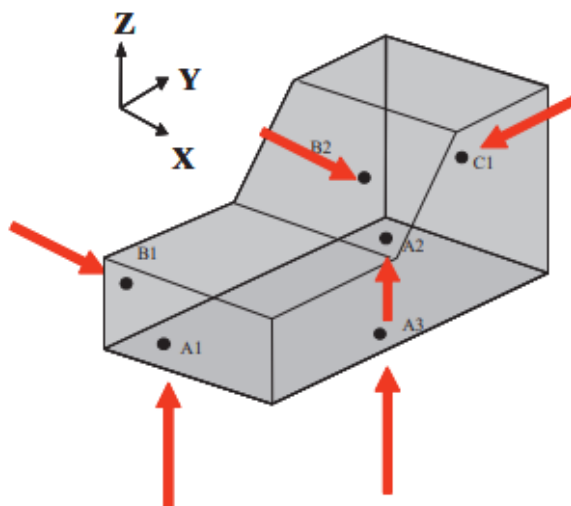


**Figur 6:** Acetabularkoppen, Ortoma: [21]

## 2.3 Geometrisk kvalitetssäkring

Programvaran “Robust Design & Tolerancing”, benämnt RD&T, används för att simulera och analysera hur geometriska variationer och toleranser i ett system påverkar den slutgiltiga designen [22]. Geometriska variationer avser små, oundvikliga avvikelser i form, storlek och position som uppstår till följd av exempelvis tillverkningsprocesser, materialegenskaper eller monteringsavvikelser [23]. För att hantera dessa variationer introduceras toleranser, vilka definieras som acceptabla gränser för hur mycket en dimension får avvika från sitt nominella värde [23]. I RD&T baseras toleransanalysen på Monte Carlo-metoden, där variationer i ingående parametrar slumpmässigt samplas för att analysera deras inverkan på systemets utfall [24]. Simuleringsmodellen bygger på kinematiska relationer mellan komponenterna, där varje komponent betraktas som en styv kropp vars position och orientering bestäms av dess kopplingar till andra delar via definierade kontaktpunkter. Dessa relationer kan beskrivas med tredimensionella förflyttningar och rotationer, vilket innebär att variationer i kontaktpunkternas positioner ger upphov till förändringar i både läge och orientering. Genom dessa kinematiska kopplingar fortplantas variationer genom systemet, vilket medför att små avvikelser i en komponent kan påverka den slutliga positionen och orienteringen hos en definierad mätpunkt [25]. För att möjliggöra denna analys krävs att komponenternas position och orientering definieras entydigt. Detta uppnås genom att begränsa kroppens sex frihetsgrader med hjälp av ett 3-2-1-positioneringssystem.

Lokaliseringsschema enligt 3-2-1-positioneringssystem, se 7, används för att fixera en tredimensionell kropp i rummet genom att successivt begränsa dess sex frihetsgrader. Inledningsvis definieras ett plan med tre kontaktpunkter, benämnda A1, A2 och A3. Dessa punkter styr tre frihetsgrader och låser rotation runt X, rotation runt Y samt translation i Z. De två sekundära lokaliseringsspunkterna, B1 och B2, styr två frihetsgrader och begränsar translation i X och rotation runt Z. Slutligen placeras den tertiära lokaliseringsspunkten C1 som styr en frihetsgrad och begränsar translation i Y [25]. När samtliga frihetsgrader är fixerade är objektets position och orientering entydigt bestämt. Detta möjliggör definiering av en mätpunkt, benämnd MP, vilken kan analyseras med avseende på position och orientering.



**Figur 7:** Illustration av 3-2-1-lokaliseringsschema där objektet fixeras genom sex kontaktpunkter (A1–A3, B1–B2, C1) i tre ortogonala riktningar (X, Y, Z). [25]

## 2.4 Beräkningsmetoder

I analysen av mätdata används statistiska mått för att utvärdera resultaten från testerna och avgöra huruvida syftet med arbetet uppfylls. Beräkningar av det absoluta felet som uppstår vid varje mätning görs genom ekvation 1, där  $E$  är avståndet mellan planerad punkt ( $p$ ) och faktisk punkt ( $a$ ).

$$E = \sqrt{(x_a - x_p)^2 + (y_a - y_p)^2 + (z_a - z_p)^2} \quad (1)$$

Vid beräkningar av vinkelfel och fel i en dimension används ekvation 2, där  $E$  är skillnaden mellan planerad position och faktisk position i antingen mm eller grader.

$$E = X_a - X_p \quad (2)$$

Då den data som erhållits från testerna kommer från ett begränsat antal försök används ekvation 3 för att beräkna stickprovets standardavvikelse ( $Std$ ). Detta görs för att estimeras robotens repeterbarhet och kompensera för den osäkerhet som uppstår vid en begränsad datamängd genom att använda  $n - 1$  i nämnaren istället för  $n$ .

$$Std = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (E_i - \bar{E})^2}{n - 1}} \quad (3)$$

Enligt ISO 9283, som citeras i [26], beräknas repeterbarheten ( $RP$ ) enligt ekvation 4, där  $\bar{l}$  är medelvärdet av mätpunkternas avstånd till mätvärdenas tyngdpunkt.  $S_l$  är standardavvikelsen beräknad på avståndet  $l$ .

$$RP = \bar{l} + 3S_l \quad (4)$$

Utöver repeterbarheten beräknas även robotens positionsnoggrannhet ( $AP_p$ ) enligt ekvation 5. Denna definieras som avståndet mellan mätvärdenas tyngdpunkt  $(\bar{x}, \bar{y}, \bar{z})$  och den programmerade målpunkten  $(x_c, y_c, z_c)$ . Medan  $RP$  mäter robotens förmåga att nå samma punkt upprepade gånger, beskriver  $AP_p$  robotens systematiska fel och förmåga att nå en exakt specifik koordinat i rummet. Uppmärksamma att dessa beräkningar endast är principiella då de tester som datan erhålls från inte följer de standardiserade tillvägagångssätten enligt ISO 9283 [27]

$$AP_p = \sqrt{(\bar{x} - x_c)^2 + (\bar{y} - y_c)^2 + (\bar{z} - z_c)^2} \quad (5)$$

Kapabilitetsindex ( $C_p$ ), som beräknas genom ekvation 6, används för att utvärdera robotens förmåga att utföra en uppgift inom givna toleransgränser. Indexet sätter mätseriens spridning ( $6 \times Std$ ) i relation till tillåtna felmarginaler, där ett värde på minst 1,33 brukar användas som gräns för att en process ska anses vara kapabel. Vid ett  $C_p$ -värde på 2,0 eller högre anses processen ha en mycket god kapabilitet.

$$C_p = \frac{T_u - T_l}{6 \times Std} \quad (6)$$

I formeln är  $T_u$  den övre toleransgränsen och  $T_l$  den undre.

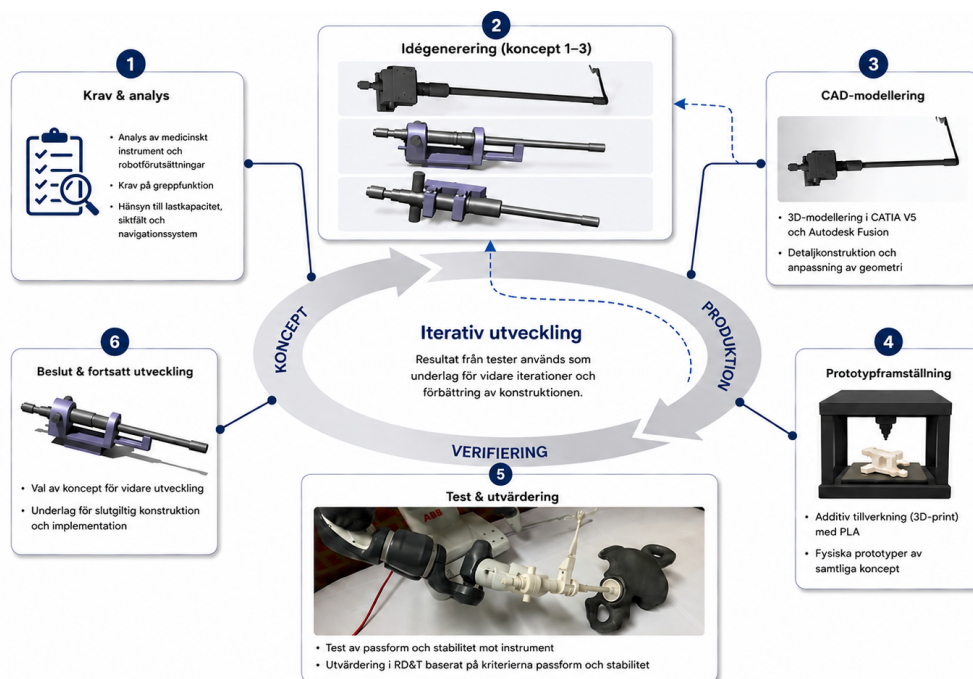


## 3 Metod

Följande avsnitt beskriver de metoder som använts för att undersöka robotens positioneringsnoggrannhet och repeterbarhet vid placering av acetabularkoppen. Avsnittet omfattar konceptutveckling av greppsystem, simuleringar i RD&T samt virtuella och experimentella tester. Simuleringarna användes för att analysera hur variationer i robot och greppsystem påverkar TCPs position, medan testerna genomfördes i syfte att utvärdera noggrannheten i både simulerad och verklig miljö.

### 3.1 Konceptutveckling och CAD-design

Utvecklingen av robotens greppfunktion genomfördes enligt en iterativ konceptutveckling, vilket illustreras i figur 8. Processen inleddes genom att skapa en bättre förståelse för vilka krav och begränsningar som fanns. När problembilden hade tydliggjorts identifierades och diskuterades möjliga lösningar, vilka därefter utvecklades till CAD-modeller. Modellerna framställdes genom additiv tillverkning och testades tillsammans med det medicinska instrumentet. Vid identifierade avvikelser i passform, stabilitet eller funktion reviderades CAD-modellerna. Slutligen utvärderades de framtagna greppsystemen genom experimentella och virtuella tester för att säkra ett välgrundat konceptval.



**Figur 8:** Iterativ konceptutvecklingsprocess för framtagning av greppsystemet, från kravanalys till test, utvärdering och val av slutligt koncept. Skapad med ChatGPT, 2026

För att möjliggöra robotassisterad placering av acetabularkoppen krävs att roboten kan hantera de medicinska instrumenten som används under en operation. Till skillnad från en människa, som intuitivt kan anpassa sitt grepp, är en robots förmåga att greppa och hålla ett objekt helt beroende

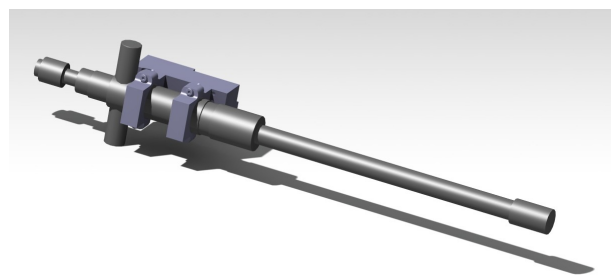
av dess mekaniska utformning. Detta innebär att ett anpassat greppsystem är en förutsättning för att roboten ska kunna användas för den aktuella tillämpningen.

Inledningsvis studerades det befintliga greppsystemet, vilket var utformat likt ett pincettgrepp, se figur 3. Greppförmågan bedömdes vara begränsad till hantering av lätta komponenter, exempelvis legobitar, och ansågs därför inte vara applicerbar för det medicinska instrumentet. Det medicinska instrumentet var både tyngre och mer komplext i sin utformning, vilket ställde krav på det nya greppsystemets funktion och konstruktion. Med hänsyn till robotens begränsade lastkapacitet behövde den nya lösningen vara lätt och kompakt samtidigt som den kunde säkerställa ett stabilt och kontrollerat grepp. För att minimera vikt och förenkla monteringen önskades en lösning med få antal skruvförband. Vidare utformades greppsystemet med utrymme för en riktninggivare, se figur 4, för att kunna kalibrera greppsystemet. Konstruktionen anpassades även för att varken begränsa kamerans eller kirurgens siktält, vilket ytterligare motiverade en kompakt och icke skrymmande utformning.

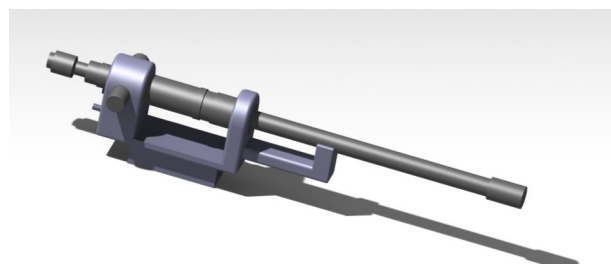
Greppsystemen utvecklades till CAD-modellerna i CATIA V5 och Autodesk Fusion och kan ses i figur 9–11. Figurerna visar tre olika greppsystem där det första presenteras i figur 9, det andra i figur 10 och det tredje i figur 11. De tre koncepten skiljer sig åt främst i hur brotschen är fixerad samt hur stödet längs dess längd är utformat. Två av koncepten baseras på en lösning där brotschen fixeras vertikalt, medan ett konceptet låser brotschen horisontellt. Omslutningsgraden av brotschen samt antal skruvar varierar mellan koncepten. Vidare förekommer skillnader på antalet kontaktpunkter samt hur lasten fördelas mellan greppsystemets komponenter. CAD-modellerna utvecklades till prototyper genom additiv tillverkning, ofta kallat 3D-printing, av PLA. Prototyperna användes för att verifiera CAD-modellernas geometri och passform genom fysisk testmontering mot det medicinska instrumentet. Koncepten utvärderades även i RD&T baserat på kriterierna stabilitet och passform. Resultatet från testerna användes som underlag för vidare iterering, där justering av geometri och kontaktpunkter genomfördes. Baserat på utvärderingen valdes ett av koncepten för det fortsatta arbetet.



**Figur 9:** Rendering av första greppsystemet



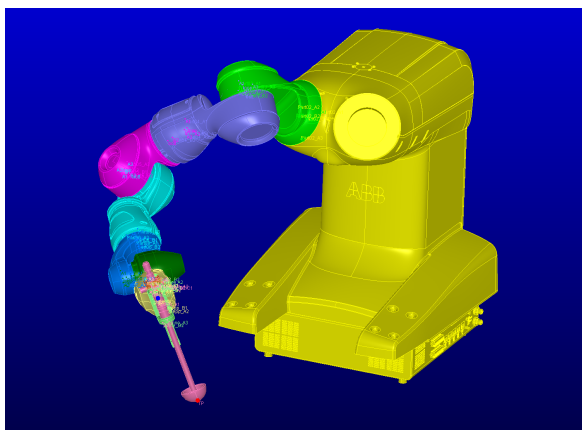
**Figur 10:** Rendering av andra greppsystemet



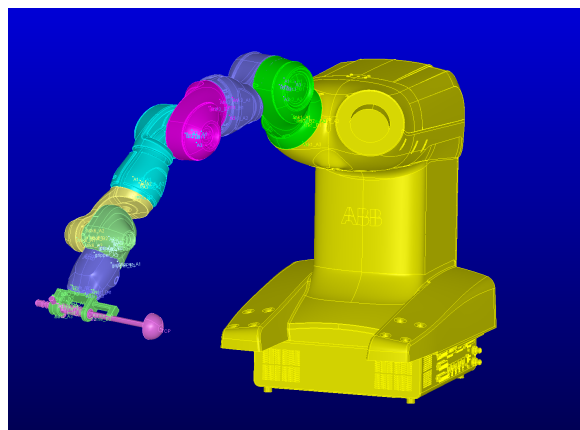
**Figur 11:** Rendering av tredje greppsystemet

## 3.2 Simuleringsmodell och analys

För att analysera hur geometriska variationer påverkar robotens förmåga att nå en definierad punkt utvecklades en simuleringsmodell i RD&T för två olika arbetspositioner. Figur 12 visar den första arbetspositionen och figur 13 visar den andra arbetspositionen som ansågs lämplig för att placera acetabularkoppen.



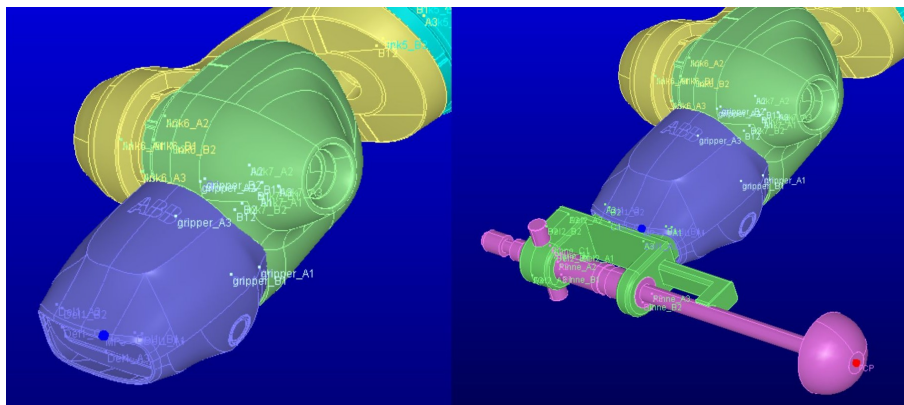
**Figur 12:** Robotens konfiguration för första arbetspositionen



**Figur 13:** Robotens konfiguration för andra arbetsposition

### 3.2.1 Modelluppbyggnad

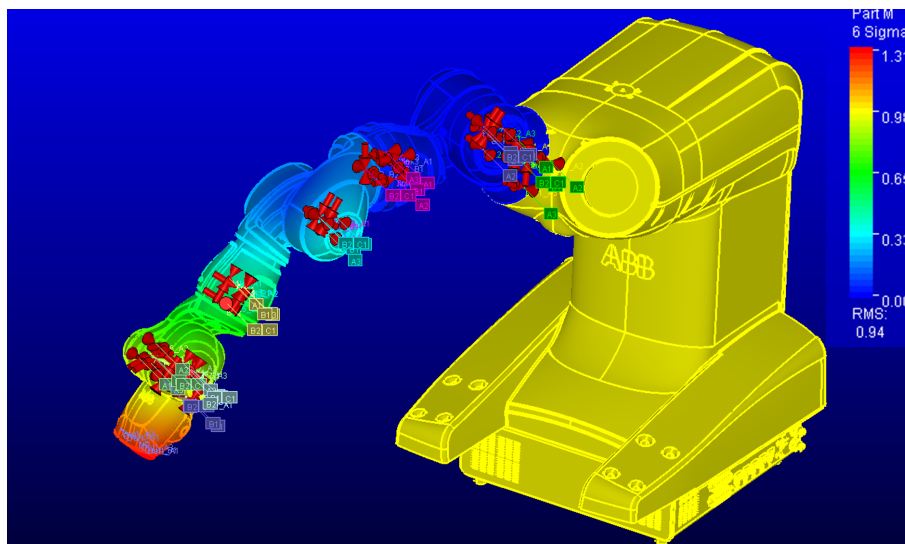
En modell av roboten byggdes upp i RD&T för att analysera hur geometriska variationer påverkar en definierad punkt. Modellen baserades på CAD-geometrier av roboten, det utvecklade greppsystemet samt det medicinska instrumentet. Samtliga komponenter importerades till RD&T och definierades i relation till varandra enligt 3-2-1 principen. Punkter placerades i anslutning till kontaktytorna mellan komponenterna och punkterna bestämdes så att de representerade hur delarna fixerades i verkligheten. För varje komponent definierades ett lokalt positionssystem, "Local P-frame", vilket kopplades till motsvarande punkter på den komponent som den monterades mot, "Target P-frame". Kontaktpunkterna i "Target P-frame" tilldelades toleranser för att representera variationer i monterings- och kontaktytor. Modellen i RD&T baseras på antagandet att komponenterna är styva vilket innebär att man fokuserar på hur komponenterna rör sig i förhållande till varandra och bortser från eventuella deformationer [28]. En mätpunkt, benämnd MP, definierades i robotens hand i syfte att kalibrera modellen till en representativ bild av variationen enligt ABB:S datablad, se [18]. Därefter definierades en TCP längst ut på det medicinska verktyget för att representera den punkt där positioneringsnoggrannheten och repeterbarheten utvärderas. Till vänster i figur 14 visas MP (blå punkt) och till höger i samma figur visas TCP (röda punkt).



**Figur 14:** Modell av robotens yttersta leder samt påmonterat verktyg i RD&T. Vänster bild visar den definierade mätpunkten MP som används för att kalibrera modellens variation. Höger bild visar motsvarande modell med monterat greppverktyget och det medicinska instrumentet. Längst ut på det medicinska instrumentet är TCP placerad som används för att utvärdera den slutgiltiga positionsnoggrannheten

### 3.2.2 Stabilitetsanalys

Inledningsvis genomfördes en stabilitetsanalys på samtliga utvecklade greppmetoder som beskrivs i avsnitt 3.1 för att utvärdera de olika greppsystemens känslighet för variation. Genom att utföra en stabilitetsanalys i ett tidigt skede av utvecklingsfasen var det möjligt att identifiera kritiska områden och svagheter med de utvecklade koncepten. Därmed var det möjligt att iterera koncepten exempelvis justera geometrin samt införa fler kontaktpunkter för att uppnå en robust design med liten variation över konstruktionen. Baserat på resultaten valdes den greppmetod som uppvisade lägst variation och högst stabilitet. Vidare genomfördes en stabilitetsanalys då greppverktyget och det medicinska verktyget var monterat på robotarmen. Resultatet av en stabilitetsanalys visualiserades med färgkodning, se figur 15. Blåa områden representerar robusta delar med låg instabilitet medan röda områden tyder på hög instabilitet och känslighet. I de röda områdena kan små förändringar i toleranserna resultera i stora avvikelser. Färgskalan, se figur 15 representerar RMS-värdet, vilket motsvarar kvadratroten av de kvadrerade avvikelserna. Den används för att beskriva den genomsnittliga variationen i systemet. Ett lägre RMS-värde indikerar en stabilare och mer robust konstruktion med mindre känslighet för variationer medan ett högre RMS-värde tyder på ökad känslighet i systemet.



**Figur 15:** Visualisering av resultat från en stabilitetsanalys i RD&T. Färgskalan representerar variation i systemet, där blå områden indikerar hög stabilitet och röda områden indikerar låg stabilitet. Fördelningen påverkas av de definierade toleranserna i robotens leder och kontaktpunkter.

### 3.2.3 Variationsanalys

För att kalibrera modellen i RD&T mot robotens verkliga precision genomfördes en variationsanalys för respektive positionering. I analysen definierades toleranser i robotens samtliga sju leder, vilka justerades så att variationen i mätpunkten MP, placerad i robotens hand, motsvarade robotens positionsnoggrannhet på 0,02mm enligt ABB. Detta möjliggjorde en anpassning av modellen så att den i största möjliga utsträckning speglar robotens verkliga beteende. När önskad variation i MP åstadkommits tilldelades toleranser till greppverktyget baserad på den förväntade noggrannheten vid additiv tillverkning. Därefter genomfördes ytterligare en variationsanalys på modellen, där resultatet utvärderades i mätpunkten TCP.

Vidare genomfördes även mätningar för avvikelse avseende på vinklar. Mätningarna av variationen i vinkel utfördes för x-led samt z-led mellan TCP och en ortogonal referenspunkt. Anledningen till att vinkelmätningar implementerades var till följd av deras relevans för att uppnå kraven för anteversion och inkliniation. Vinkeln av vridningen runt y-axeln utelämnades till följd av att de inte har en direkt inverkan på inkliniation och anteversion utan snarare handlar om rörelsemönster för att ta sig till den bestämda målpunkten. Därmed är vinkeln av y-ledet relevant för positionering då en felaktig y-vinkel kan resultera i en krock med patientens ben vid placeringen av acetabularkoppen men lämnas utanför arbetets syfte. Variationsanalyserna för position samt vinkel kan därmed ge en fullständig bild av variationen för de respektive undersökta positioneringarna av robotarmen. Resultatet utvärderades med avseende på medelvärde och standardavvikelse.

### 3.2.4 Bidragsanalys

Bidragsanalysen användes för att identifiera vilka parametrar, i form av leder, kontaktpunkter och toleranser i greppverktyget, som bidrog mest till variationen i mätpunkten TCP. Ledernas påverkan rangordnades utifrån deras relativa procentuella bidrag till den totala variationen, vilket var användbart vid kalibrering av modellen. De rangordnade procentuella bidragen utgjorde underlag för justeringen av toleranserna i de separata lederna för att uppnå den representativa bilden av roboten enligt ABB.

## 3.3 Mätning av greppsystemet med digitalskjutmått

För att utvärdera den geometriska noggrannheten i det 3D-printade greppsystemet genomfördes mätning med ett digitalt skjutmått. De uppmätta dimensionerna användes därefter som underlag för en avvikelseanalys mellan den nominella CAD modellen och den additivt tillverkade modellen. Syftet med analysen var att identifiera de geometriska avvikelserna som uppstår i samband med tillverkningsprocessen samt att undersöka hur dessa avvikelser påverkar systemets positioneringsförmåga och övergripande noggrannhet. Fokuset lades främst på att mäta de komponenter och kontaktytor som har direkt mekaniskt interaktion mellan delarna i greppsystemet. Detta gjordes eftersom dessa områden bedöms ha störst påverkan på systemets funktion och precision.

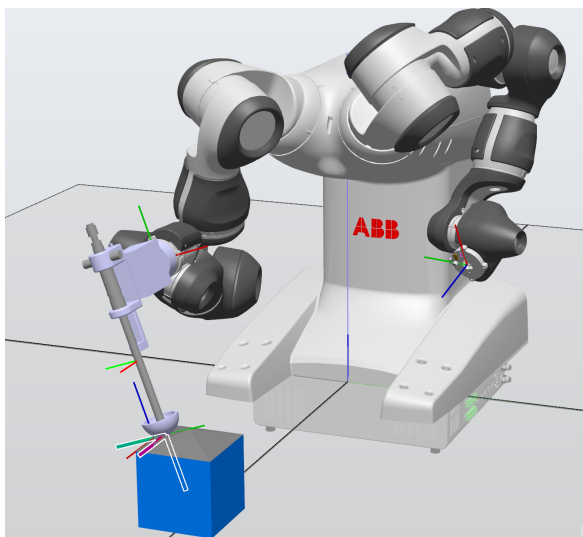
De identifierade avvikelserna noterades som offsetvärden i RD&T. Dessa värden användes för att korrigera positionen för referenspunkterna så att de representerade den faktiska geometrin hos de tillverkade komponenterna. På så sätt kunde analysmodellen efterlikna verkliga förhållanden och därmed ge mer representativa resultat vid simulering. För att vidare analysera hur de uppmätta avvikelserna påverkar systemets beteende genomfördes en stabilitetsanalys av enbart greppsystemet. Vidare utfördes en variationanalys där roboten höll i greppsystemet under simuleringen. Resultaten från båda analyserna jämfördes därefter med resultatet från analyserna med den nominella CAD modellen. Detta möjliggjorde en mer omfattande bedömning av hur tillverkningsrelaterade avvikelser påverkar hela systemets noggrannhet.

### 3.4 Virtuella tester

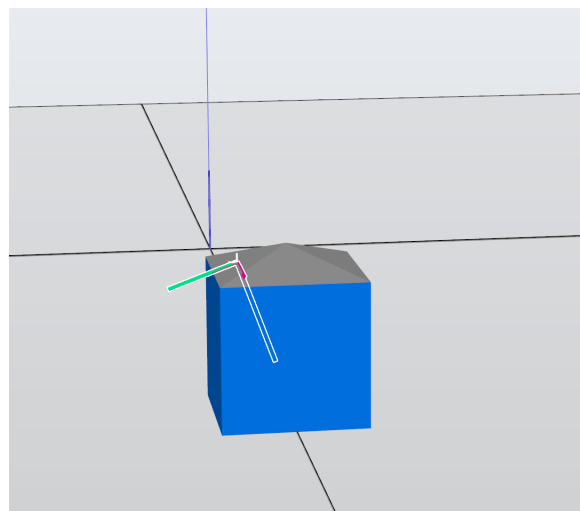
För att utvärdera robotens positioneringsnoggrannhet och repeterbarhet i en kontrollerad miljö genomfördes virtuella tester i ABB RobotStudio. Syftet med testerna var att analysera hur olika faktorer såsom startposition, rörelsebana och verktygsvikt påverkar TCP:s position.

För att skapa en mer representativ testmiljö konstruerades en förenklad geometrisk modell av bäckenet i RobotStudio, se figur 16. Modellen av bäckenet definierades som en sammansatt kropp, bestående av en kub och en pyramid, se 17. Kuben fungerade som en bas och placerades 55 cm ifrån robotens bas. På kubens övre yta placerades en pyramid där pyramidens bas sammanföll med kubens ovansida. Pyramidens geometri utformades så att dess ytor bildade fyra lutande plan med vinkeln  $20^\circ$ . En förenklad geometrisk modell användes eftersom flera problem uppstod vid hantering av den inskannade modellen av bäckenet. För att kunna placera exakta punkter på en geometri var snap-funktionen en kritisk faktor. Denna funktion var inte tillgänglig eftersom programmet inte hade tillräcklig kapacitet för att korrekt importera och tolka den detaljerade geometrin i bäckenet. Därmed kunde ingen sann målpunkt etableras för simuleringen.

Dels hade en punkt behövt identifieras i bäckenet där lutningen är korrekt till ett värde på  $20^\circ$  och ett koordinatsystem implementeras i mätpunkten för att kunna analysera robotens förmåga att positionera sig i punkten. Funktionerna som var nödvändiga för implementering av nämnda faktorer var däremot inte genomförbara till följd av simuleringsmjukvarans bristande förmåga att importera och tolka bäckenets detaljerade geometri och en punkt kunde därför inte placeras med korrekt mätdata. I samtliga tester definierades en målpunkt i koordinatsystemet på pyramidens sida, som robotens TCP registrerades vid. För varje test genomfördes upprepade simuleringar, där TCP:s position och orientering registrerades. Dessa jämfördes med målpunkten för att beräkna det radiella felet.



**Figur 16:** Bild på testmiljön med roboten då den placerar acetabularkoppen i den konstruerade geometriska modellen



**Figur 17:** Bild på den konstruerade geometriska modellen, den består av en kub och en pyramid med  $20^\circ$  lutning per sida. Kuben fungerar som en bas och pyramiden placeras på kubens ovansida.

### 3.4.1 Varierade startpositioner

Under en robotassisterad operation finns det flera faktorer som avgör robotens startposition, som exempelvis förberedelse av roboten, patientens positionering, placering av övrig utrustning och kirurgiskt team. Detta medför att roboten kan komma från olika riktningar och anta olika vinklar. Oavsett hur belastningen över lederna fördelas behöver placering av acetabularkoppen vara lika noggrann varje gång. Därmed är det av stor relevans att undersöka hur varierande startposition påverkar robotens förmåga att uppnå rätt målpunkt. Syftet med första testet var därför att undersöka noggrannheten och repeterbarheten av roboten i en idealiserad simuleringsmiljö. Testet utfördes genom att roboten positionerades i slumpmässiga startpositioner för att sedan förflyttas till målpunkten. Resultatet användes som referens vid jämförelse med de experimentella testerna för att isolera robotens interna beteende från externa faktorer såsom toleranser, flexibilitet och mätosäkerhet.

### 3.4.2 Inverkan av verktygsvikt

Olika medicinska instrument som används vid placering av acetabularkoppen kan ha varierande massa. Därmed var det relevant att undersöka om ökad verktygsvikt resulterade i ökad avvikelse i TCP:s position vid en definierad målpunkt. Testet genomfördes med varierande massa men med samma parametrar som tidigare tester, det vill säga med identisk målposition, rörelsebana och hastighet. För varje massa genomfördes testet som följer under avsnitt 3.4.1. Detta för att hålla samtliga parametrar konstanta och isolera effekten av verktygsvikten.

## 3.5 Experimentella robottester

För att utvärdera robotens repeterbarhet och positioneringsnoggrannhet i en verklig miljö genomfördes experimentella tester med ABB roboten. Testerna utfördes för att analysera hur olika faktorer påverkar robotens förmåga att uppnå en definierad målpunkt samt för att möjliggöra jämförelse med resultaten från de virtuella testerna. Resultatet från de experimentella testerna användes även för att möjliggöra kalibrering av robotmodellen i RD&T. Med hjälp av den erhållna datan från testerna genomfördes statistiska analyser där nödvändiga parametrar beräknades enligt nämnda ekvationer i avsnitt 2.4.

Tre olika typer av tester genomfördes. Till en början analyserades roboten utan att ta hänsyn till variation som kan uppstå från exempelvis glapp i leder, belastning och värmebildning. Under försöken togs därför datapunkter från robotens FlexPendant för att få så bra data som möjligt. Resultaten från testet kan sedan användas för att se skillnaden i teoretisk position, alltså där robotens egna system tror att den befinner sig och verklig position, där roboten faktiskt är. För att ta reda på robotens faktiska positionering genomfördes tester där bildanalys gav nya datapunkter som kunde analyseras vidare. Resultaten kunde sedan jämföras med föregående test. De sista testerna som genomfördes undersöker hur väl roboten fungerar när OTS-systemet används för att placera acetabularkoppen i höften. Både placering med hjälp av programmerad bana och joystickstyrning testades för att jämföras sinsemellan. Nedan följer mer genomgående beskrivningar av varje test.

### 3.5.1 Varierade startpositioner utan verktyg

Följande test utfördes två gånger för att möjliggöra en jämförelse mellan de två olika positioner som analyserades i RD&T, se figur 12 och 13. Resultatet användes dels för att kalibrera vardera modell i RD&T, och dels för att avgöra vilken arbetsposition som är mest optimal för placering av acetabularkoppen. Testet genomfördes alltså utan greppsystemet och det medicinska instrumentet. För varje testförsök fördes robotarmen från en slumpmässigt vald startposition till en fördefinierad målpunkt.

### 3.5.2 Varierande startpositioner med verktyg

Likt testet ovan utfördes följande test för båda arbetspositionerna. Syftet var att undersöka om noggrannheten och repeterbarheten förändrades då greppverktyget var monterat på robotarmen. Resultatet kunde sedan jämföras med resultaten från föregående test för att se vilken påverkan greppverktyget med det medicinska verktyget hade på roboten. Resultaten användes även som referens för nästa test för att se skillnaden i teoretisk position och verklig position. Till sist användes även resultaten för att jämföra variationen erhållen från simuleringen i robotstudio.

### 3.5.3 Kamerabaserad variationsanalys

Den kamerabaserade variationsanalysen genomfördes för att möjliggöra kvantifiering av variationer i greppsystemets position samt orientering mellan upprepade robotrörelser. Metoden baserades på att roboten upprepade samma programmerade rörelse 50 gånger, där greppsystemets slutläge dokumenterades genom fotografering vid varje repetition. Genom att jämföra markörernas position i de insamlade bilderna kunde variation i både position och orientering analyseras mellan iterationerna.

För att förenkla bildanalyserna genomfördes mätningar separat för respektive variabel. Detta innebär att positionsvariationen och vinkelvariationen analyserades individuellt med olika kamerauppställningar beroende på den rörelse som studeras. Vid analys av positionsvariation samt vinkelvariation i x-led placerades kameran från sidan av greppsystemet för att möjliggöra registrering av förflyttningar, se figur 18. För analys av vinkelvariation i z-led placerades kameran ovanför för att kunna registrera vinkeländringar kring z-axeln, se figur 19.

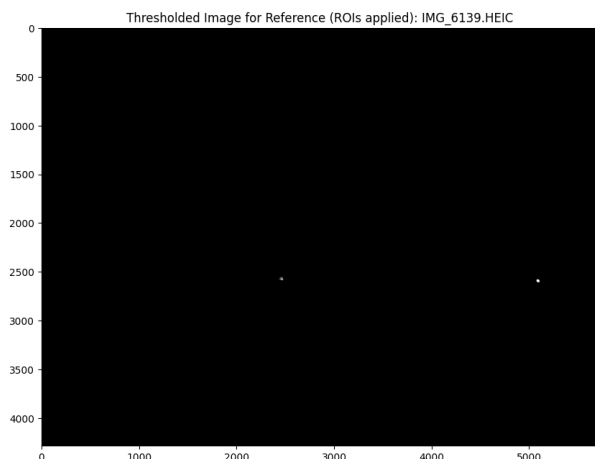


**Figur 18:** Experimentuppställningen för analys av positionsvariation och vinkelvariation i X-led. Två svarta prickar, en på greppsystemet och en på det stationära referensobjektet, användes som markörer. Som kamera användes en Iphone 17.



**Figur 19:** Experimentuppställningen för analys av vinkelvariation i Z-led. Här är markörerna flyttade så att de syns från den nya kameravinkeln.

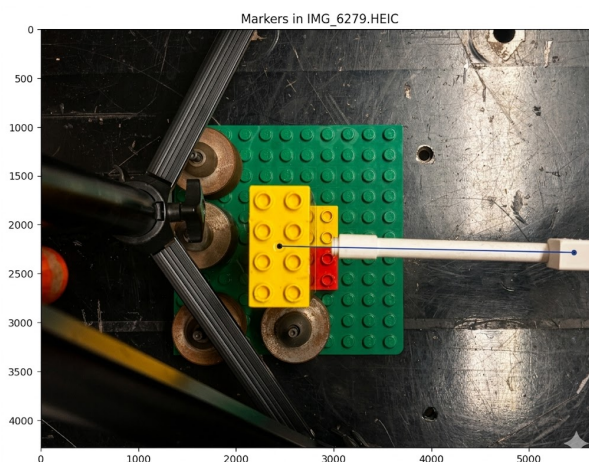
För att genomföra analysen applicerades visuella markörer på både greppsystemet och ett stationärt referensobjekt. Markörerna placerades med ett känt avstånd mellan varandra och en referensbild togs. Med hjälp av bildanalysen identifierades markörerna i varje bild. Genom att använda ett känt referensmått möjliggjordes kalibrering av bildskalan, vilket i sin tur gjorde det möjligt att omvandla pixelkoordinater till ortogonala koordinater i millimeter. Detta möjliggjorde beräkningar av avståndet mellan markörerna i varje bild. Skillnaden mellan varje bild och referensbilden kunde sedan beräknas för att ta reda på positioneringsfelet. För att beräkna vinkelfelen användes sträckan mellan markörerna där referensbildens sträcka blev referensvinkeln som samtliga bilder jämfördes med. All kod som användes för att genomföra bildanalysen syns i Appendix 7.



**Figur 20:** Resultat efter tröskling och binärisering av referensbilden. Genom att applicera ett ljusstyrkefilter (thresholding) isoleras de reflekterande markörerna som vita pixlar mot en svart bakgrund. Detta steg tar bort visuellt brus från roboten och bakgrunden, vilket möjliggör en exakt beräkning av markörernas centrumkoordinater. Markörerna syns som vita prickar i figuren.



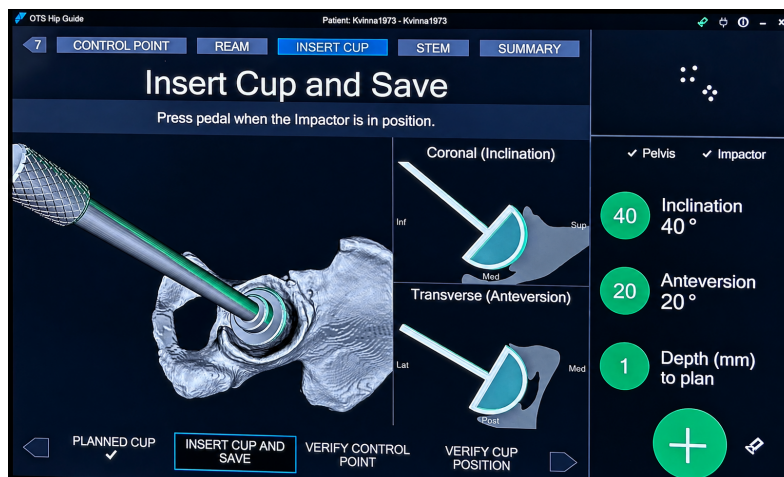
**Figur 21:** Visualisering av beräknad vektor för längd och vinkelanlys. Bilden visar originalbilden med en överlagrad blå linje. Linjen representerar den vektor som beräknats mellan de två isolerade markörernas tyngdpunkter, se figur 20.



**Figur 22:** Bild från andra kamerauppställningen där markörer och beräknad vektor syns

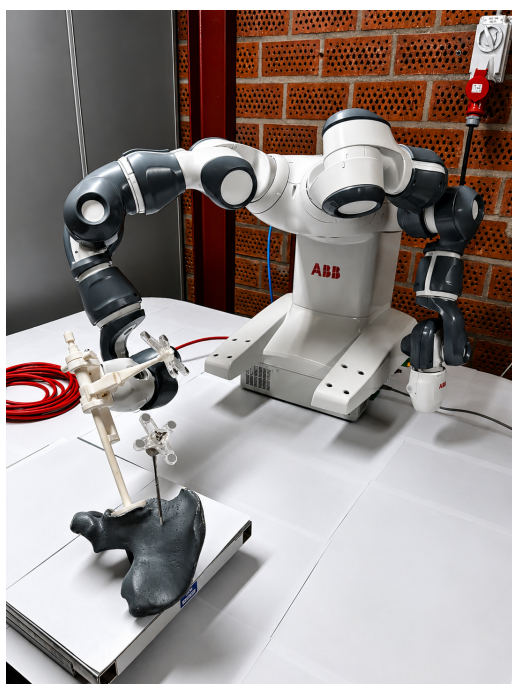
### 3.5.4 Programmerad bana med OTS Hip Guide

En del av de experimentella testerna var att utvärdera hur väl roboten tillsammans med Ortomas navigationssystem kunde placera acetabularkoppen. För en lyckad höftledsoperation ska acetabularkoppen placeras enligt den preoperativa planeringen med avseende på djup, inklination och anteversion. Dessa mått är individuella för varje patient men bibehålls konstanta under samtliga tester för att erhålla jämförbara resultat. I figur 23 syns den skärm i OTS-systemet som används för att avläsa värdena i realtid.



**Figur 23:** Bild på OTS Hip Guides gränssnitt där djup, anteversion och inclination på acetabularkoppen uppdateras i realtid under operation, Ortoma:[21].

Inför testet programmerades en bana där målpunkten definierades som den punkt som uppfyllde måtten från den preoperativa planeringen. Även denna position går att se i figur 23 där grön färg indikerar att positionen stämmer överens med den preoperativa planen. Till skillnad från övriga test erhöles data från Ortomas programvara för att specifikt kolla på placeringen av acetabularkoppen. I figur 24 och 25 syns experimentuppställningen med roboten, reflektorer och IR-kamera.



**Figur 24:** Experimentuppställningen där roboten, fastmonterat greppverktyg med medicinskt instrument och det 3D-printade bäckenet syns.



**Figur 25:** Experimentuppställningen tillsammans med IR-kameran som läser av verktygets och bäckenets position.

### 3.5.5 Joystickstyrning med OTS Hip Guide

Trots den preoperativa planeringen är det möjligt att kirurgen, under operationen, bedömer att acetabularkoppen bör placeras annorlunda. Detta ställer krav på att roboten möjliggör manuell justering av acetabularkoppen under ingreppet. Under detta testet så inleddes varje testförsök med att robotarmen positionerades till en slumpmässig position i höften. Därefter användes joysticken, som går att se i figur 26, för att justera acetabularkoppens position och orientering till en placering som uppfyllde måtten för djup, inklination och anteversion.



Figur 26: Bild på FlexPendanten med joysticken till höger.

## 3.6 Användning av AI verktyg

Under arbetets gång har AI-verktyg använts för att effektivisera vissa moment. Generativa språkmodeller, såsom OpenAI:s ChatGPT [29] och Googles Gemini [30], har använts som stöd vid språkgranskning samt för generering av Latexkod för tabeller och figurer. Egenproducerat bildmaterial har även genomgått AI-baserad färggradering för ökad tydlighet. För bildanalys och datavisualisering har programmeringsmiljön Google Colab [31] använts. Koden har genererats iterativt genom instruktioner till AI-verktyg. För att säkerställa resultatens tillförlitlighet har statistiska värden i samtliga grafer beräknats manuellt och korsrefererats med de genererade plottarna.



## 4 Resultat

I följande avsnitt presenteras resultaten från de analyser och tester som genomförts i arbetet. Resultaten omfattar dels analyser utförda i RD&T, dels virtuella och experimentella tester.

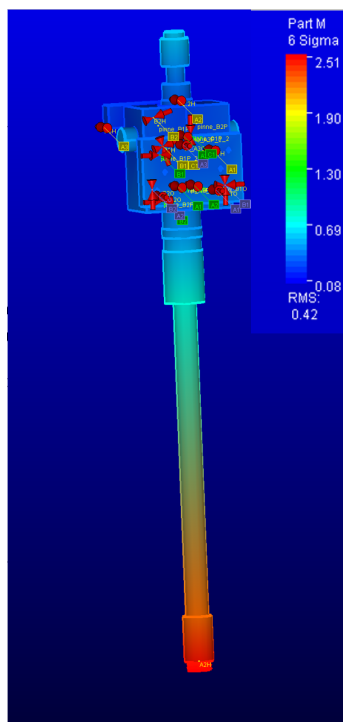
### 4.1 Underlag för val av greppsystem

Tabell 1 visar erhållna värden från stabilitetsanalysen som genomfördes på samtliga greppsystem. Motsvarande värdena visas genom färgkodning för vardera greppsystem i figur 27-29. Den största variationen för första greppsystem uppgick till 2,51 mm, 1,66 mm för andra och 0,75 mm för tredje. Den minsta variationen var jämförbar för samtliga greppsystem och låg mellan 0,08 och 0,09 mm. Det tredje greppssystemet uppvisade lägst RMS-värde på 0,28 mm, medan första och andra hade RMS-värde på 0,42 respektive 0,45 mm. Stabilitetsanalysen visar att stabiliteten är som högst i den del av systemet som är närmast robotens hand. Vidare visar stabilitetsanalysen att den största variationen i modellen uppstod längst ut på det medicinska verktyget, detta gäller för samtliga modeller.

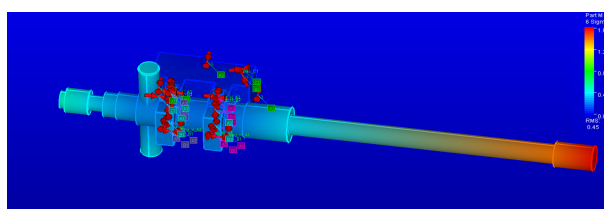
**Tabell 1**

*Tabell över resultaten från stabilitetsanalyserna*

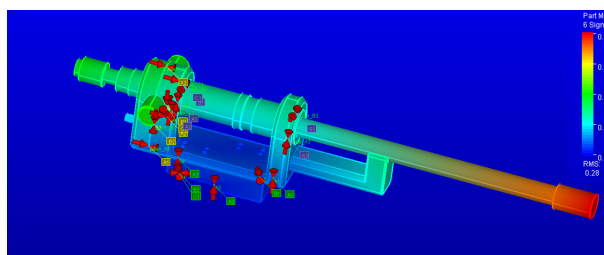
Greppsystem	Största variation i modellen	Minsta variation i modellen	RMS
Greppsystem 1	2,51	0,08	0,42
Greppsystem 2	1,66	0,09	0,45
Greppsystem 3	0,75	0,08	0,28



**Figur 27:** Stabilitetsanalys av första greppsystemet i RD&T



**Figur 28:** Stabilitetsanalys av andra greppsystemet i RD&T



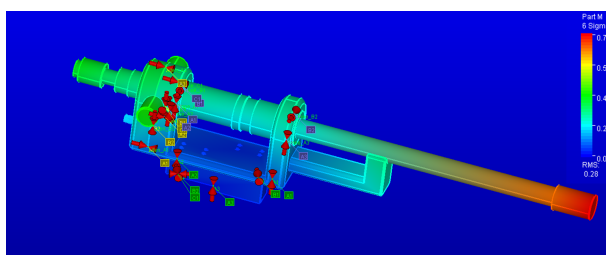
**Figur 29:** Stabilitetsanalys av tredje greppsystemet i RD&T

Vidare presenteras resultatet från mätningen med digitalt skjutmått, då kontaktpunkterna i RD&T modifierats med offsetvärden, i tabell 2. Motsvarande färgkodning syns i figur 30. Avvikelsen för respektive mätpunkt redogörs i tabell 3. Enligt tabellen är den största avvikelsen i mätpunkten A1-bas vilket är punkten där basen sätts fast i robotens hand. Den minsta avvikelsen är B1 punkten vilket är punkten där det medicinska instrumentet är i kontakt med basen.

**Tabell 2**

*Resultat från stabilitetsanalys av enbart den tillverkade greppsystemet med dem verkliga avvikelserna.*

Greppsystem	Största variation i modellen	Minsta variation i modellen	RMS
Greppsystem 3	1,11	0,09	0,36

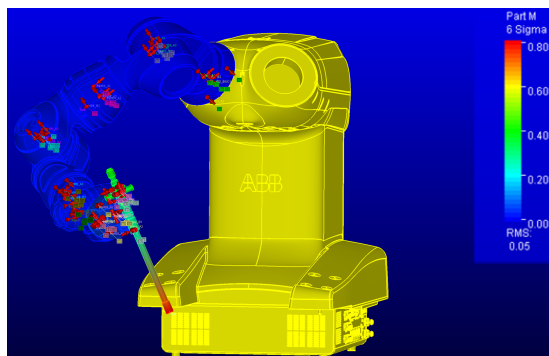
**Figur 30:** Stabilitetsanalys av enbart den tillverkade greppsystemet med dem verkliga avvikelserna.**Tabell 3**

*Sammanställning av position och avvikelse*

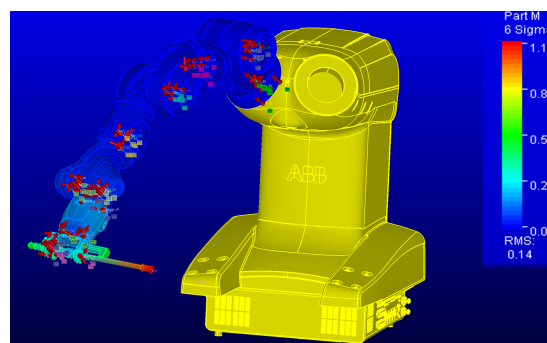
Positionering	Avvikelse [mm]
A1-del 2	0,03
A2-del 2	0,14
A3-del 2	-0,08
B1-del 2	0,02
B2-del 2	0,03
C1-del 2	0,09
A1-Bas	-0,28
A2-Bas	0,068
A3-Bas	-0,22
B1-Bas	-0,06
B2-Bas	-0,02
C1-Bas	-0,04
A1-medicinskt-instrument	-0,03
A2-medicinskt-instrument	0,02
A3-medicinskt-instrument	-0,04
B1-medicinskt-instrument	-0,01
B2-medicinskt-instrument	0,09
C1-medicinskt-instrument	-0,08
TCP	0,03

## 4.2 Avvikelser i robotens positionering och repeterbarhet

Vid stabilitetsanalys av robotarmen med det integrerade greppverktöget för de båda positioneringarna visualiserades fördelningen av variationen längs med armens leder och verktyget i figur 31a och 31b. Medan figur 32a och 32b visar stabilitetsanalys av robotarmen med det uppmätta greppsystemet. I figurerna kan det avläsas att variationen är som störst i mätpunkten i verktygsspetsen och minskar gradvis längs greppverktöget. Robotarmen är mörkblå längs samtliga leder vilket indikerar på att stabiliteten där är förhållandevis hög i jämförelse med verktyget.

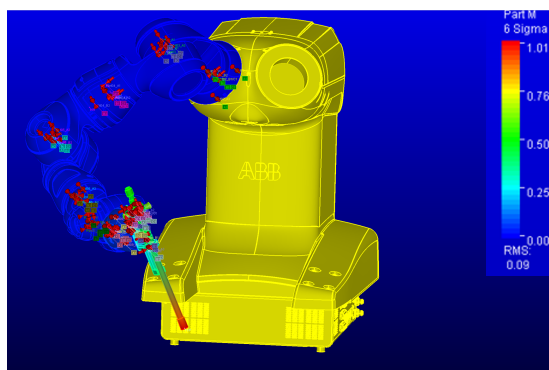


(a) Arbetsposition 1

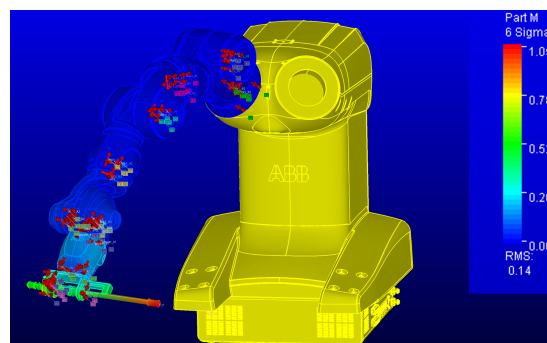


(b) Arbetsposition 2

**Figur 31:** Stabilitetsanalys för två arbetspositioner med det nominella greppsystemet.



(a) Arbetsposition 1



(b) Arbetsposition 2

**Figur 32:** Stabilitetsanalys för två arbetspositioner med det uppmätta greppsystemet.

I tabell 4 framgår resultatet från modellerna i RD&T för första och andra arbetspositionen då variationen i mätpunkten MP efterliknar robotens specificerade positionsnoggrannhet enligt ABB. Medelvärdet samt spridningen i MP uppgår till 0,0047 mm respektive 0,0204 mm för första arbetspositionen samt 0,00607 respektive 0,0192 mm för andra arbetspositionen.

**Tabell 4**

*Sammanställning av positionsvariation utan montering av greppsystem*

Modell	Position	Punkt	Medelvärde [mm]	6 $\sigma$ [mm]
Positionsvariation	1	MP	0,00470	0,0204
Positionsvariation	2	MP	0,00607	0,0192

För den nominella CAD modellen uppgår positionsvariationens medelvärde vid TCP till 0,270 mm för position 1 och 1,51 mm för position 2 med tillhörande 6 $\sigma$  värden på 0,859 mm respektive 1,01 mm. Den analyserade vinkelvariationen uppvisar för position 1 medelvärdet på 0,0000242° i x-led och -0,000136° i z-led. Medan motsvarande värden för position 2 uppgår till 0,417° respektive 0,305°. De tillhörande 6 $\sigma$  värdena var på 0,257° och 0,441°. Se tabell 5 och 6.

För modellen baserad på det uppmätta greppsystemet uppgår positionsvariationens medelvärde till 1,46 mm för position 1 och 0,243 mm för position 2. De motsvarande 6 $\sigma$  värdena uppgår till 1,03 mm respektive 1,15 mm. Vinkelvariationen i denna modell uppgår för position 1 till -0,205° i x-led och 0,840° i z-led, med tillhörande 6 $\sigma$  värdena på 0,400° respektive 0,782°. Medan position 2 uppvisar medelvärdet på 0,0944° i x-led och 0,0000306° i z-led med tillhörande 6 $\sigma$  värdena på 0,331° respektive 0,477°. Se tabell 7 och 8.

**Tabell 5**

*Sammanställning av uppmätt positionvariation för olika arbetspositioner, nominell CAD*

Arbetsposition	Medelvärde [mm]	6 $\sigma$ [mm]
Position 1	0,270	0,859
Position 2	1,51	1,01

**Tabell 6**

*Sammanställning av uppmätt vinkelvariation för olika arbetspositioner med det nominella greppsystemet monterat på roboten.*

Arbetsposition	Variationstyp	Medelvärde [°]	6 $\sigma$ [°]
Position 1	x-led	0,0000242	0,399
Position 1	z-led	-0,000136	0,781
Position 2	x-led	0,417	0,257
Position 2	z-led	0,305	0,441

**Tabell 7**

*Sammanställning av uppmätt positionvariation för olika arbetspositioner med det uppmätta greppsystemet monterat på roboten.*

Arbetsposition	Punkt	Medelvärde [mm]	6 $\sigma$ [mm]
Position 1	TCP	1,46	1,03
Position 2	TCP	0,243	1,15

**Tabell 8**

*Sammanställning av uppmätt vinkelvariation för olika arbetspositioner, uppmätt greppsystem*

Arbetsposition	Variationstyp	Punkt	Medelvärde [°]	6 $\sigma$ [°]
Position 1	x-led	TCP	-0,205	0,400
Position 1	z-led	TCP	0,840	0,782
Position 2	x-led	TCP	0,0944	0,331
Position 2	z-led	TCP	0,0000306	0,477

### 4.3 Virtuella tester

Samtliga virtuella tester genomfördes mot en fördefinierad målpunkt var position och orientering redovisas i tabell 9. Målpunkten användes som referens för samtliga simuleringar för att möjliggöra en konsekvent jämförelse mellan de olika testen.

**Tabell 9**  
*Position och orientering för robotens målpunkt*

	x-axel [mm]	y-axel [mm]	z-axel [mm]	EX [°]	EY [°]	EZ [°]
Målpunkt	0	17,4	0	0	0	180

Resultatet från testet med varierande startpositionen presenteras i tabell 10. Totalt genomfördes 30 repetitioner med olika initiala robotpositioner. Samtliga simuleringar resulterade i att roboten nådde den definierade målpunktens position och orientering utan avvikelse, vilket motsvarar ett radiellt fel på 0 mm.

**Tabell 10**  
*Resultat vid varierade startpositioner.*

Punkt	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]	EX [°]	EY [°]	EZ [°]	Antal Observationer	Radiellt fel [mm]
Målpunkt	0	17,4	0	0	0	180	-	-
Resultat	0	17,4	0	0	0	180	30	0

Effekten av varierande rörelsehastigheter presenteras i tabell 11. Tester genomfördes vid hastigheterna v10, v50 och v200 med 20 repetitioner per hastighetsnivå. För samtliga testfall uppnåddes den definierade målpunktens position och orientering utan registrerad avvikelse.

**Tabell 11**  
*Resultat vid varierade startpositioner.*

Punkt	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]	EX [°]	EY [°]	EZ [°]	Antal Observationer	Radiellt fel [mm]
Målpunkt	0	17,4	0	0	0	180	-	-
Resultat, v10	0	17,4	0	0	0	180	20	0
Resultat, v50	0	17,4	0	0	0	180	20	0
Resultat, v200	0	17,4	0	0	0	180	20	0

Tabell 12 sammanfattar de 30 testförsök där greppsystemets vikt varierades mellan 0,1 kg och 0,5 kg. Även i detta test uppnåddes den definierade målpunktens position och orientering utan avvikelse. De erhållna resultaten visar att systemvikten inte påverkar robotens prestanda för den virtuella modellen.

**Tabell 12**  
*Resultat vid varierade startpositioner.*

Punkt	x [mm]	y [mm]	z [mm]	EX [°]	EY [°]	EZ [°]	Antal Observationer	Radiellt fel [mm]
Målpunkt	0	17,4	0	0	0	180	-	-
Resultat, 0,1 kg	0	17,4	0	0	0	180	30	0
Resultat, 0,5 kg	0	17,4	0	0	0	180	30	0

Kombinationseffekten av varierande systemvikt och rörelsehastighet redovisas i tabell 13. För varje kombination genomfördes 20 repetitioner. Samtliga testfall uppvisade identiska resultat, där ingen avvikelse kunde observeras mellan uppnådd och definierad målpunkt. Resultatet visar att varken systemvikten eller rörelsehastigheten, individuellt eller i kombination påverkar positioneringsutfallet i den idealiserade simuleringsmiljön.

**Tabell 13**  
*Resultat vid varierade startpositioner.*

Punkt	x [mm]	y [mm]	z [mm]	EX [°]	EY [°]	EZ [°]	Antal observationer	Radiellt fel [mm]
Målpunkt	0	17,4	0	0	0	180	-	-
Resultat, 0,1 kg, v10	0	17,4	0	0	0	180	20	0
Resultat, 0,1 kg, v50	0	17,4	0	0	0	180	20	0
Resultat, 0,1 kg, v200	0	17,4	0	0	0	180	20	0
Resultat, 0,5 kg, v10	0	17,4	0	0	0	180	20	0
Resultat, 0,5 kg, v50	0	17,4	0	0	0	180	20	0
Resultat, 0,5 kg, v200	0	17,4	0	0	0	180	20	0

#### 4.4 Experimentella tester

Genomgående för alla resultat beräknades det radiella felet enligt ekvation 1 för varje testförsök. Vid beräkningar av fel i en dimension och vinkelfel användes ekvation 2. Vidare beräknades felens standardavvikelser enligt ekvation 3. Repeterbarhet och positioneringsnoggrannhet beräknades enligt ekvation 4 och 5. I testen där roboten programmerades till att följa en bana användes RAPID-koden som återfinns i appendix 45. Målpunkter justerades vid behov i koden.

Under genomförandet av första testet med varierande startposition utan medicinskt verktyg monterat noterades data från FlexPendanten i appendix 46 och 47. I tabell 14 och 15 syns målpunkter och sammanställningar av erhållna data för de två arbetspositionerna.

**Tabell 14**  
*Målpunkt och 50 mätresultat för Arbetsposition 1.*

Typ	x [mm]	y [mm]	z [mm]	Antal observationer
Målpunkt	484,15	-211,00	145,90	-
Resultat 1	484,15	-211,01	145,90	41
Resultat 2	484,15	-211,02	145,89	4
Resultat 3	484,15	-211,02	145,90	5

**Tabell 15**  
*Målpunkt och 50 mätresultat för Arbetsposition 2*

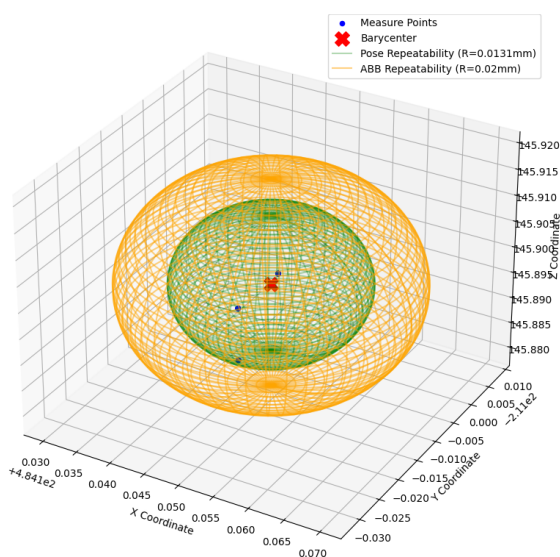
Typ	x [mm]	y [mm]	z [mm]	Antal observationer
Målpunkt	680,49	-90,97	200,76	-
Resultat 1	680,49	-90,96	200,76	32
Resultat 2	680,49	-90,97	200,76	18

I tabell 16 presenteras resultaten från den statistiska analysen av insamlade data. För att visualisera resultatet plottades dessa i figur 33 och 34, vilka illustrerar hur den beräknade repeterbarheten förhåller sig till den specificerade repeterbarheten.

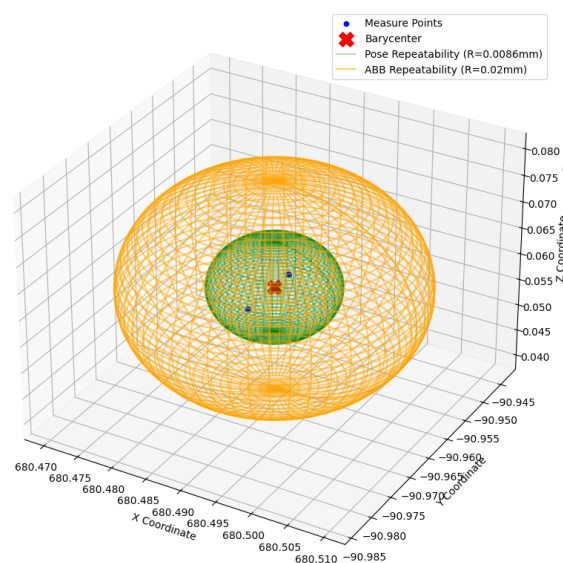
**Tabell 16**

*Statistisk analys av robotens prestanda i arbetsposition 1 och 2.*

Position	Std [mm]	RP [mm]	AP <sub>p</sub> [mm]
Arbetsposition 1	0,003256	0,0131	0,0118
Arbetsposition 2	0,001358	0,0086	0,0064



**Figur 33:** 3D-visualisering av positioneringsnoggrannheten för arbetsposition 1. Den gröna sfären representerar testets beräknade repeterbarhet, medan den gula sfären illustrerar den av tillverkaren (ABB) specificerade repeterbarheten. Det röda krysset markerar mätseriens tyngdpunkt (barycenter) i förhållande till de enskilda mätpunkterna (blå).



**Figur 34:** 3D-visualisering för arbetsposition 2. Resultatet uppvisar en liknande fördelning som i föregående test, där den beräknade repeterbarheten (grön) understiger de angivna toleransgränserna (gul) med god marginal.

Vidare testades robotens positionsnoggrannhet och repeterbarhet från varierande startpositioner med det medicinska instrumentet monterat. Mätdata från testet går att se i appendix 48 och 49. I tabell 17 och 18 syns målpunkter och erhållna resultat för de två arbetspositionerna då det medicinska instrumentet var monterat på roboten.

**Tabell 17***Målpunkt och mätresultat för arbetsposition 1*

Typ	x [mm]	y [mm]	z [mm]	Antal observationer
Målpunkt	518,85	-144,12	-23,93	-
Resultat 1	518,85	-114,13	-23,93	19
Resultat 2	518,85	-114,14	-23,94	9
Resultat 3	518,85	-114,13	-23,94	1
Resultat 4	518,85	-114,14	-23,93	1

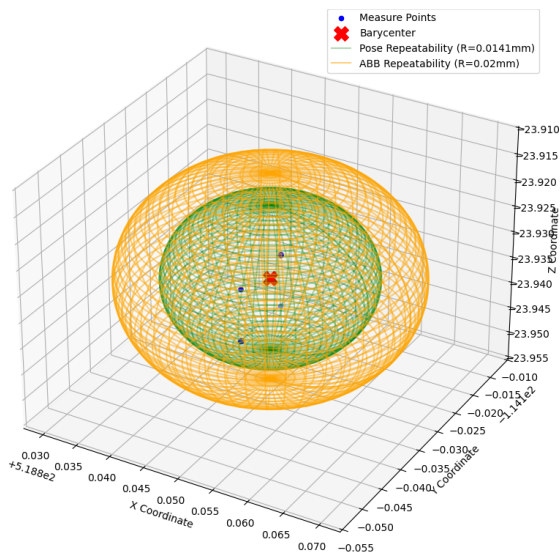
**Tabell 18***Målpunkt och mätresultat för arbetsposition 2*

Typ	x [mm]	y [mm]	z [mm]	Antal observationer
Målpunkt	564,80	-35,69	112,18	-
Resultat 1	564,80	-35,70	112,18	3
Resultat 2	564,81	-35,69	112,18	19
Resultat 3	564,81	-35,70	112,18	8

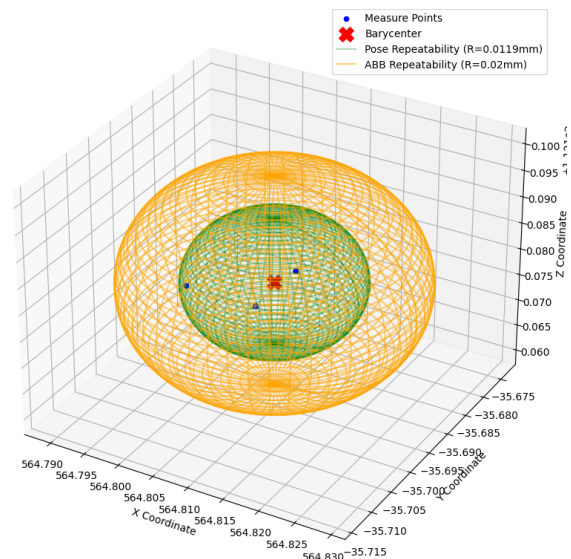
Resultaten av den utförda statistiska analysen går att se i 19. I figur 35 och 36 visualiseras resultatet.

**Tabell 19***Statistisk analys av robotens prestanda i arbetsposition 1 och 2.*

Position	Std [mm]	RP [mm]	AP <sub>p</sub> [mm]
Arbetsposition 1	0,002872	0,0141	0,0129
Arbetsposition 2	0,002275	0,0119	0,0097

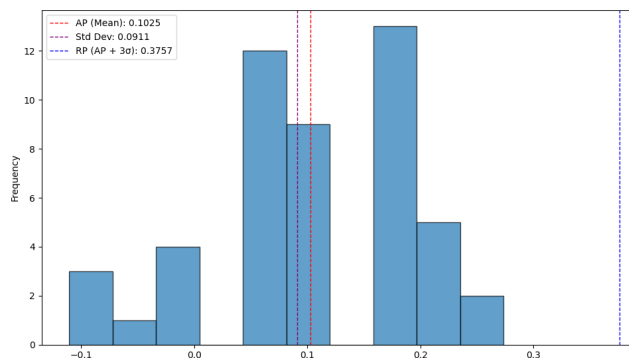


**Figur 35:** 3D-visualisering av positioneringsnoggrannheten för arbetsposition 1. Den gröna sfären representerar testets beräknade repeterbarhet, medan den gula sfären illustrerar den av tillverkaren (ABB) specificerade repeterbarheten. Det röda krysset markerar mätseriens tyngdpunkt (barycenter) i förhållande till de enskilda mätpunkterna (blå).

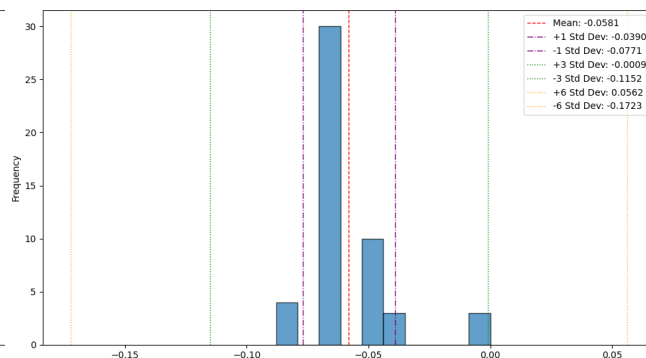


**Figur 36:** 3D-visualisering för arbetsposition 2. Resultatet uppvisar en liknande fördelning som i föregående test, där den beräknade repeterbarheten (grön) understiger de angivna toleransgränserna (gul) med god marginal.

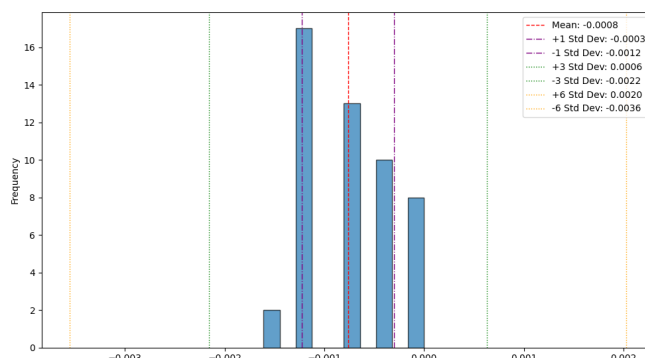
I testet där variationsanalys av robotens positionering gjordes med hjälp av bildanalys så erhöles resultaten i figur 37-39.



**Figur 37:** Histogram som visar spridningen av mätningarna där positioneringsavvikelser undersöktes.



**Figur 38:** Spridningen av mätningarna där vinkelavvikelser i x-led undersöktes.



**Figur 39:** Spridningen av mätningarna där vinkelavvikelser i z-led undersöktes.

**Tabell 20**

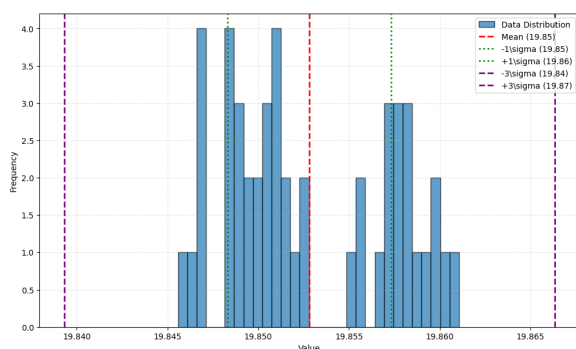
*Sammanställning av histogrammens resultat*

Analystyp	Medelvärde	6 $\sigma$
Punktvariation	0,1025 mm	0,3757 mm
Vinkelvariation i x-led	-0,0008 °	0,1143 °
Vinkelvariation i z-led	-0,0003 °	0,0028°

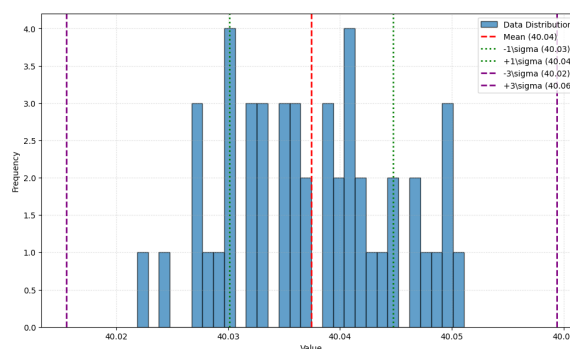
Under genomförandet av testerna, där OTS-systemet användes tillsammans med en programmerad bana, erhöles data som återfinns i appendix 50, vilken låg till grund för beräkningar av uppkomna fel. Målvärdena som felen beräknades ifrån var för anteversion  $20^\circ$ , inklinations  $40^\circ$  och djup 1 mm. Resultat från genomförd statistisk analys av datan syns i tabell 21. Medelvärdet och spridningen för samtliga mått presenteras som histogram i figur 40-42.

**Tabell 21**  
Statistisk sammanställning av beräknade avvikelser från målvärden baserat på erhållna mätresultat

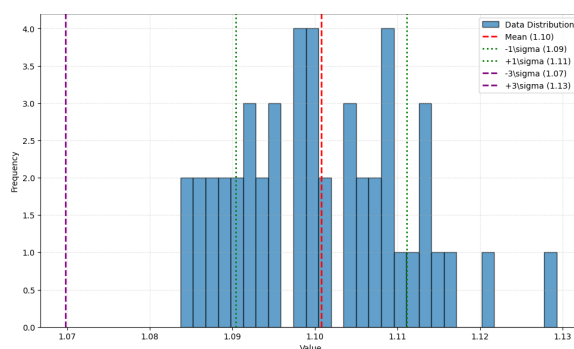
Parameter	Medelvärde	Std	$6\sigma$
Anteversion [ $^\circ$ ]	0,1472	0,0046	0,0273
Inklination [ $^\circ$ ]	-0,0375	0,0074	0,0443
Djup [mm]	-0,1008	0,0105	0,0628



**Figur 40:** Histogram över erhållna mätvärden för anteversion. Streckade linjer indikerar mätseriens medelvärde ( $\mu$ ) och spridningsintervall ( $\pm 3\sigma$ ). Målvärdet är 20.



**Figur 41:** Histogram över erhållna mätvärden för inklinations. Målvärdet är 40.



**Figur 42:** Histogram över erhållna mätvärden för djup. Målvärdet är 1.

Enligt ekvation 6 beräknades kapabilitetsindex ( $C_p$ ) för de olika mätdata. Med ett  $C_p$  värde över 1.33 anses en process vara kapabel medans ett  $C_p$  värde över 2.00 anses vara mycket bra [32].

**Tabell 22**

Beräknat kapabilitetsindex ( $C_p$ ) för anteversion, inklination och djup vid olika toleransgränser.

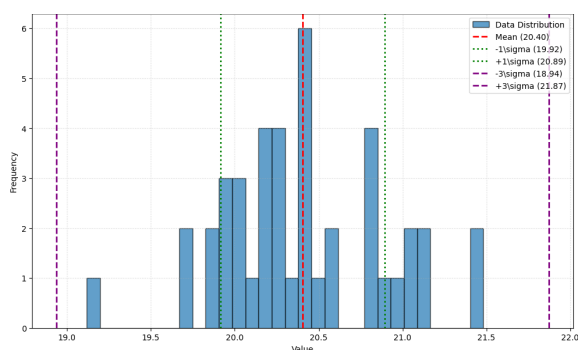
Toleransgräns	$C_p$ anteversion	$C_p$ inklination	$C_p$ Djup
$\pm 10,0$	732,6	451,5	318,5
$\pm 5,0$	366,3	225,7	159,2
$\pm 3,0$	219,8	135,4	95,5
$\pm 1,0$	73,3	45,1	31,8
$\pm 0,5$	36,6	22,6	15,9
$\pm 0,05$	3,7	2,3	1,59

Erhållen data från OTS-system för testet går att se i appendix 51. Baserat på datan utfördes en statistisk analys varav resultaten går att se i tabell 23. Observera att data för djup inte är med i detta testet. Det är på grund av att den extraherades på fel sett från OTS-systemets loggfiler vilket resulterade i mätvärden som inte gick att använda. Figur 43 och 44 visar plottade histogram av mätdatan.

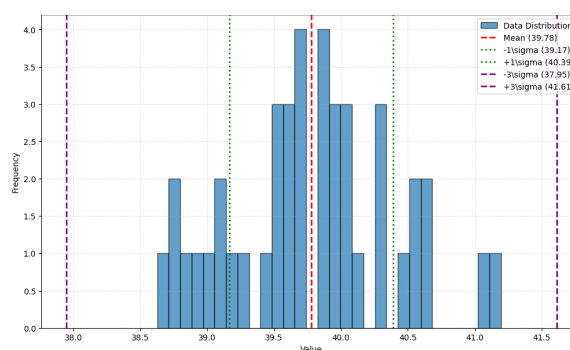
**Tabell 23**

Statistisk sammanställning av mätresultat från OTS-systemet

Parameter	Medelvärde	Std	$6\sigma$
Anteversion [°]	-0,4049	0,4949	2,9694
Inklination [°]	0,2203	0,6185	3,7113



**Figur 43:** Histogram över erhållna mätvärden för anteversion. Streckade linjer indikerar mätseriens medelvärde ( $\mu$ ) och spridningsintervall ( $\pm 3\sigma$ ).



**Figur 44:** Histogram över erhållna mätvärden för inklination.

Enligt ekvation 6 beräknades kapabilitetsindex ( $C_p$ ) för de olika mätdata.

**Tabell 24**

*Beräknat kapabilitetsindex ( $C_p$ ) för anteversion och  
inklination vid olika toleransgränser.*

Toleransgräns	$C_p$ anteversion	$C_p$ inklination
±10,0	6,74	5,39
±5,0	3,37	2,69
±3,0	2,02	1,62
±1,0	0,67	0,54
±0,5	0,34	0,27
±0,05	0,034	0,027



## 5 Resultatanalys

Följande avsnitt redogör för analysen av resultaten. Avsnittet behandlar de centrala aspekterna av studien, där värden, tabeller och grafer från kapitel 4 analyseras och tolkas i syfte att utvärdera systemets prestanda.

### 5.1 Påverkan från greppsystemet

Vid jämförelse av resultaten från stabilitetsanalysen för de tre utvecklade greppsystemen går det att identifiera att variationen är ett resultat av greppsystemets utformning. Greppsystemet som uppvisade minst variation, och därmed valdes, var designat med ett extra stöd som placerades mot det medicinska instrumentet. Detta reducerade de fria avståndet på det medicinska instrumentet mellan greppsystemet och målpunkten som resultaten utvärderades i. Minskad variation vid användning av ett extra stöd i greppsystemet går i linje med klassisk balkteori som säger att deformationen främst påverkas av böjmomentet storlek, antalet och placering av stödpunkter samt systemets styvhet [33]. Utifrån denna aspekten visar resultaten att arbetet valde att fortgå med rätt greppmetod.

När greppsystemet inkluderas i modellen ökade variationen jämfört med fallet där enbart robotens interna struktur beaktades, vilket indikerar att greppsystemet utgör en betydande källa till osäkerhet i systemet. En möjlig förklaring till detta är att greppsystemet introducerar ytterligare kontaktpunkter och därmed fler toleranser i kedjan. Eftersom systemet är seriekopplat kommer variationer i dessa kontaktpunkter fortplantas och bidra till den totala variationen vid TCP. Vidare påverkas variationen av hur väl greppsystemet stödjer det medicinska instrumentet. Ett greppsystem som ger stöd för robotens hand och längs en större del av instrumentet bidrar till ökad stabilitet, medan ett system med färre kontaktpunkter leder till större variation. Skillnaderna mellan de analyserade greppsystemen tyder därmed på att utformningen av greppsystemet påverkar noggrannheten, där ett mer stödjande greppsystem kan bidra till att reducera variationen vid TCP.

Vid jämförelse mellan stabilitetsanalyserna för robotsystemet utrustat med det nominella CAD baserade greppsystemet respektive det uppmätta greppsystemet observerades en ökning i stabilitetsvariationen. Detta indikerar att verkliga greppsystemets geometriska egenskaper avviker från den nominella CAD modellen. Skillnaderna kan tyda på att störningar har introducerats under tillverkningsprocessen.

## 5.2 Robotens positionsnoggrannhet och repeterbarhet

Resultaten av de två första experimentella testerna visar att robotens repeterbarhet och positioneringsnoggrannhet ökar minimalt när verktyget och medicinskt verktyg monteras på roboten. Detta går att avläsa då både värdena för RP och AP är större i tabell 19 än vad de är i tabell 16. Alltså blir det ett lite större fel i både positioneringsnoggrannhet och repeterbarhet när roboten lastas med greppsystemet och det medicinska verktyget. Värdena är beräknade utifrån data från FlexPendanten vilket betyder att den erhållna datan är bättre än vad robotens faktiska position är. Mer om det står i avsnitt 6.3. I tabellerna går även en viss skillnad i noggrannhet och repeterbarhet att avläsas mellan de två arbetspositionerna. Detta analyserades inte vidare då skillnaderna var så pass små, även problematik i RD&T la grund till beslutet. Vidare diskussion presenteras i 6.2.

Vid jämförelse av de virtuella testerna i RobotStudio® och de experimentella testerna framgår en skillnad i positioneringsresultat. De virtuella testerna uppvisade ingen mätbar avvikelse från den definierade målpositionen, medan de experimentella testerna visade både positionering och vinkelavvikelse. En mer ingående diskussion återfinns i avsnitt 6.3.

Vidare visar resultaten från bildanalysen en skillnad i positionering jämfört med vad data från FlexPendanten visar. I figur 37, där distansskillnaden mellan två markörer har plottats framgår det att både noggrannheten och repeterbarheten har försämrats avsevärt kontra FlexPendantens värden. Noggrannheten AP är nästan åtta gånger sämre medan repeterbarheten är ungefär 27 gånger sämre. Trots dessa bristfälliga värden så kommer ingen betydande påverkan på operationen förekomma. Det beror på att spridningen är tillräckligt låg för att alltid hamna innanför dagens toleransgränser för en total höftledsoperation.

Jämförelsen mellan den experimentella bildanalysen, presenterad i figur 20 och variationsanalysen i RD&T redovisad i figur 7 och 8, visar att den simulerade modellen uppskattar större variationer än vad som observerades i de experimentella testerna. Detta indikerar att simuleringen, under de antagande som tillämpats i detta arbete, inte representerar det verkliga systemets beteende. En möjlig faktor till detta diskuteras vidare i 6.2. Utifrån dessa resultat bedöms RD&T därför inte vara ett tillräckligt tillförlitligt verktyg inom ramen för detta arbete för att prediktera analysera systemets faktiska prestanda.

### 5.3 Placering av acetabularkoppen med hjälp av referenssystem

När roboten är programmerad att nå en målpunkt i höften som stämmer överens med de preoperativa bestämmelserna uppnås god överensstämmelse mellan planerad och slutgiltig position. Enligt datan i figur 40, 41 och 42 så framgår det att spridningen på de olika parametrarna är väl inom de toleransgränserna som används för placering av acetabularkoppen. Tabell 22 visar hur strängt toleransgränser kan fastställas på de tre parametrarna utan att spridningen överstiger de definierade gränserna. Utfallet visar att toleransgränser definierade till  $\pm$  tiondels millimeter och grader är möjliga vid användning av en programmerad bana som styr mot målpunkten.

I samma tabeller syns även medelvärdena av positionerings- och vinkelfelen i varje parameter. Även dessa är mycket precisa där det den största avvikelser syns i grafen för anteversion. Där är medelfelet  $0.15^\circ$  från målet på  $20^\circ$ . I förhållande till spridningen på datan för varje parameter är medelfelet i sig ganska stort. Alltså är det av större intresse att undersöka hur positioneringsnoggrannheten kan förbättras än att förbättra den redan bra repeterbarheten.

När man istället använder FlexPendantens joystick för att styra acetabularkoppen mot sin planerade position blir resultaten avsevärt sämre. Enligt tabell 24 så kan toleransgränserna inte sättas strängare än  $\pm 3$  grader utan att spridningen hamnar utanför toleransgränserna. Dessa värden kan dock förbättras med till exempel lägre känslighet på joysticken. Likt repeterbarheten så försämrades positioneringsnoggrannheten märkbart. Även här syns den största avvikelser i anteversion där medelfelet är  $0.4^\circ$  från målet.

Resultaten från testerna där data erhöles från OTS-systemet indikerade att roboten är kapabel till att positionera acetabularkoppen med hög precision. Med en programmerad bana mot en målpunkt så är repeterbarheten väldigt bra. Istället är det positionsnoggrannheten som orsaker dem stora felen. När acetabularkoppen istället placeras med joystick så blir både positionsnoggrannheten och repeterbarheten sämre. Alltså är det av intresse att förbättra både spridningen och precisionen om joystickstyrning ska ge bättre resultat.



## 6 Diskussion

Följande avsnitt behandlar resonemang som ligger till grund för de slutsatser som dras i rapporten och utgör ett komplement till resultatanalysen. Inledningsvis diskuteras studiens begränsningar, följt av systemets känslighet för variationer samt möjliga förbättringar.

### 6.1 Testmiljö

De experimentella testerna genomfördes i en kontrollerad och förenklad miljö som skiljer sig avsevärt från verkliga förhållanden. I den verkliga kliniska miljön förekommer flera faktorer som kan påverka robotens rörelse och positionering exempelvis omkringliggande vävnader i höften samt ett begränsat arbetsutrymme gör det svårare att positionera robotarmen korrekt mot höften. Dessa barriärer förekom inte i den förenklade testmiljön vilket innebar att testerna genomfördes under mer gynnsamma förhållanden än vid verklig kirurgi.

Dessutom baserade arbetet på en prototyp av bäckenet. I verkligheten varierar patienters anatomi avseende på storlek, form och position som potentiellt hade kunnat påverka resultaten. Sådana variationer betyder även att robotens rörelsebana behövde anpassas individuellt beroende på patientens anatomi.

Vid testerna behövde ingen hänsyn tas till risken för kollision mellan robotarmen och annan medicinsk utrustning. Under verkliga operationer finns däremot flera tekniska system och instrument placerade runt operationsområdet som ökade risken för kollisioner och därmed påverkade både säkerhet och arbetsflöde.

### 6.2 Systemets känslighet för geometriska variationer

Till följd av att vi inte haft tillgång till ett detaljerat datablad från ABB med toleranserna för varje separat länk har värdena på toleranserna för respektive länk varit approximerade. Detta har godtagits så länge kalibreringen har uppnått önskat värde för det avsedda testet för mätpunkten i handen samt att toleranserna för lederna ansetts realistiska. Av denna anledning kan bidragsanalysen till viss del vara missvisande till följd av att de blir ett resultat baserat på toleranser som vi har approximerat för varje enskild led. Även i stabilitetsanalysen har toleranserna för de separata länkarna en stor inverkan över hur färgskalan kommer att fördelas över robotarmen. Till följd av toleransernas relevans för resultatet saknas det fullständiga underlaget för att avgöra en fördelaktig positionering av robotarmen.

Vidare har även positioneringen av punkterna i varje separat led enligt lokaliseringsschemat i figur 7 haft en inverkan på den geometriska variationen. Positioneringen av punkterna samt kontaktytorna mellan lederna har därför inverkan i hur väl frihetsgraderna begränsas i lederna. En djupgående analys av robotens leder hade därför varit av intresse vid en fortsatt utveckling av arbetet.

### 6.3 Begränsningar i system och metod

Vid mätning med digitalt skjutmått observerades att vissa geometrier var olämpliga för mätmetoden eftersom skjutmått förutsätter plana och parallella ytor för tillförlitliga resultat. I greppverktygets fall var geometrin med följderna att perfekta mått var svåra att uppnå. Mätvärdena från skjutmåtten bör därför tolkas med försiktighet då avvikelserna sannolikt kommer från mätmetoden snarare än från tillverkningsprocessen.

Resultaten från de virtuella testerna visar att ingen mätbar avvikelse kunde observeras i vare sig position eller orientering. Detta gällde samtliga genomförda tester, oberoende av variationer i startposition, verktygsvikt samt hastighet. Resultaten indikerar därmed att robotens rörelser i simuleringsmiljön överensstämmer exakt med den programmerade målpunkten.

Detta resultat är dock förväntat då simuleringar i RobotStudio baseras på idealiserade modeller av robotsystem. I denna miljö antas roboten vara perfekt kalibrerad och fri från mekaniska felkällor. Faktorer såsom, friktion och monteringsvariationer beaktas inte vilket innebär att den simulerade robotens beteende inte fullt ut motsvarar verkliga förhållanden. Vidare visade resultaten i de virtuella testerna att varken verktygsvikten eller hastigheten hade någon inverkan på noggrannheten i simuleringen. Detta kan förklaras av att dynamiska effekter såsom tröghetskrafter och vibrationer inte modelleras i detalj i den virtuella miljön. I ett verkligt system kan dessa faktorer påverka robotens prestanda särskilt vid större belastningar vilket kan leda till mätbara avvikelser.

Resultaten för de virtuella testerna indikerar att de virtuella testerna främst bör betraktas som en programmeringslogik och rörelsebanor snarare än en exakt representation av robotens faktiska noggrannhet. Resultaten utgör dock en värdefull referens med fysiska tester där eventuella avvikelser kan analyseras och kopplas till verkliga felkällor som exempelvis fel vid verktygskalibrering.

Vid de fysiska testerna hämtades mätdata direkt från robotens styrsystem (FlexPendant) som representerar resultaten av robotens interna positionsåterkoppling. Det bör noteras att denna metod mäter hur väl roboten anser sig ha nått målpunkten utifrån dess motorvinkelgivare, och tar därmed inte hänsyn till externa mekaniska avvikelser eller glapp. Med andra ord kan den verkliga positioneringen vara avvikande från angivna värden i FlexPendanten. Till följd av detta uppstår en viss felkälla för mätdata från testerna där data tagits från FlexPendanten och bör därför analyseras med försiktighet. Vidare i testet där bildanalys används förekommer inte den tidigare nämnda felkällan men till följd av att testerna utförts som ett principiellt experiment där tillhandahållet material och mätutrustning inte är tillräckligt precis för att uppnå ISO 9283 standard uppkommer istället en felkälla i mätutrustningen. Samtidigt är det viktigt att inte betrakta de experimentella resultaten som absoluta referensvärden utan att beakta metodens egna begränsningar. Bildanalysen bygger på optisk mätning och påverkas därmed av faktorer såsom kamerakalibrering och upplösning. Dessutom fångar den experimentella metoden endast den observerade rörelsen inom den definierade mätuppställningen vilket innebär att variationer i andra frihetsgrader kan ha förblivit oupptäckta.

## 6.4 Användarvänlighet och manuell styrning

Vid test 3.5.5 observerades att en manuell styrning kräver en del iterativ träning för att skapa sin personliga preferens för manövrering för att uppnå målpositioneringen. Vidare resulterar en manuell styrning med joystick istället för en fördefinierad bana högre krav på användaren.

Vidare observerades begränsningar i kopplingen mellan joystickens styrning och OTS-systemets variabler, då de koordinater som justerades i styrenheten med hjälp av joysticken inte motsvarade parametrarna anteversion samt inkliniation. Med andra ord saknas möjligheten att reglera varje parameter separat. Detta resulterar vidare att en förändring av exempelvis djup ofta samtidigt påverkade övriga parametrar. Följden blev att användaren behövde genomföra flera upprepande korrigeringar för att uppnå önskad positionering och orientering enligt OTS vilket gör processen mer tidskrävande.

Detta resulterar därför i att det vid operationstillfället kommer behöva närvara en kirurg erfaren med manövreringen och FlexPendantens funktioner eller alternativt en teknisk expert som utför manövreringen och positioneringen. Detta resulterar både i en fråga om ekonomiska och etiska aspekter.

## 6.5 Vidareutveckling

Till följd av att dagens preoperativa metoder erbjuder en detaljerad operationsplan för implantatens positionering kan dagens teknologi användas för att uppnå minimal avvikelse från operationsplanen. Resultaten från arbetet påvisar att robotens noggrannhet är markant bättre än kraven för att uppnå en höftledsoperation inom den godkända felmarginalen. Detta tyder på att det tillåtna toleransintervallet kan optimeras för att uppnå en mer exakt placering av acetabularkoppen. Samtidigt innebär ett snävare toleransintervall större krav på hur data ska presenteras och används under operationen. Möjligen hade det varit av betydelse att samtliga mått i Ortoma Hip Guide visades som decimaltal. Med utökad mätdata tillsammans med en robotarm som har hög noggrannhet skulle det vara möjligt att uppnå en exakt optimal vinkel. Samtidigt kan användbarheten av att studera tiondels grader ifrågasättas då [34] visade att majoriteten av luxerade höftproteser var placerade inom Lewinnek "safe zone". Vidare visar tidigare studier att höftens stabilitet och acetabularkoppens position även beror på hur ryggen och bäckenet rör sig tillsammans. En stel ryggrad medför att kroppen kompenserar med ryggen vilket leder till ökad risk för luxation [35]. Sammantaget är det därför svårt att motivera behovet av att minska toleransintervallet och utöka mätdata då extremt hög noggrannhet vid implantatplacering inte är avgörande, utan måste sättas i relation till patientens anatomi och biomekanik.

I avsnitt 6.4 diskuteras svårigheterna med manövreringen till den önskad positioneringen enligt OTS hip guide med joystickstyrning. En följd av implementeringen kan vara ökade kostnader, förlängda operationstider samt etiska aspekter kopplade till tillgänglighet. Av denna anledning hade det varit önskvärt att integrera systemen med varandra för att lättare kunna utföra manövreringen. Förslagsvis hade man med väl fungerande integrering av systemen kunnat ta fram ett intuitivt sätt för kirurgen att direkt styra både anteversion och inkliniation från joystick.

Vid utförandet av det första testet med OTS systemet så behövde den slutgiltiga positioneringen definieras för att finna den positioneringen som sparades som målpunkt för FlexPendanten. Till följd av att koordinatsystemen inte är integrerade mellan systemen är det därför inte känt vilka koordinater för FlexPendanten som motsvarar positioneringen och orienteringen i rummet som söks i OTS Hip Guide. För att utföra testet användes därför en funktion där vi fritt kunde positionera om lederna på roboten och därmed positionera koppen i höften till en position där samtliga krav inom lutning, anteversion och djup var uppfyllda. Däremot finns det i en verklig operationsmiljö inte något syfte med att först finna den exakta positioneringen för att sedan simulera hur roboten tar sig till den önskvärda punkten.

Dessutom resulterar en angiven målpunkt i rummet för roboten i att det inte får förekomma någon form av förflyttning av höften under operationen då koordinaterna då inte kommer stämma överens med den önskade positioneringen. Därför hade vi velat undersöka möjligheten av att inledningsvis finna positioneringen genom en digital tvilling.

För att kunna implementera en digital tvilling finns det vissa faktorer som behöver beaktas. Inledningsvis behöver roboten, greppverktyget och det medicinska instrumentet importeras in i simuleringsmjukvaran. Vidare behöver patientens inskannade 3D modell av höftleden och kalibreringsverktyg importeras.

Till följd av att Ortoma även har en preoperativ planering där den önskvärda inklinationen, antversionen och djupet redan är känt, kvarstår steget att översätta dessa till simuleringsmjukvaran. Därmed efterföljer implementeringen av ett gemensamt koordinatsystem för att möjliggöra positioneringen från den preoperativa planeringen in i simuleringsmjukvaran. Efter att ett integrerat koordinatsystem implementerats kvarstår kalibreringen.

Kalibreringen har till syfte att ge förståelse över geometrins begränsningar och för att skapa referenspunkter för att identifiera den korrekta positioneringen av höftleden. Ytterligare en anledning till varför kalibreringen är viktig är att höften kan förflyttas under operationen utan att påverka positioneringen. Om kalibreringen inte kan utföras i simuleringsmjukvaran kan kalibreringen av punkterna alternativt utföras i praktiken under förutsättning att data över referenspunkterna går att överföra till programmet.

Efter kalibrering i den virtuella miljön kan de exakta koordinaterna för placeringen av acetabularkoppen bli känd i förhållande till riktningsgivarna från kalibreringen. Vidare resulterar det i att höften kommer kunna förflyttas under ingreppet utan att inverka positionsnoggrannheten. Positioneringen kan därefter identifieras för att sparas ner och implementeras i programkoden för roboten under operationen. Om en fullständig implementering hade genomförts av en digital tvilling hade det varit möjligt att korta ner den kirurgiska processen vilket hade varit till fördel för både patienten och vårdens resurser.

## 7 Slutsats

Syftet med detta arbete har varit att utvärdera positionsnoggrannhet och repeterbarhet hos en joystickstyrd kollaborativ robot, samt att undersöka hur väl systemet kan användas för placering av acetabularkoppen under total höftledsartroplastik. Genom att jämföra simuleringar i RD&T med experimentella tester i olika arbetspositioner kan det konstateras att syftet har uppfyllts då systemet uppvisar en precision som väl understiger de kliniska felmarginalerna. Resultaten visar att medan en programmerad bana ger den högsta tekniska repeterbarheten är joystickstyrning i kombination med ett externt referenssystem för kirurgisk navigation en tillförlitlig metod för att nå målpositionen. Utifrån bildanalysen framgick ett visst positioneringsfel vilket kommer från geometriska avvikelser i det 3D-printade verktyget och dess montering snarare än robotens inre mekanik. Då dessa fel är systematiska kan de minimeras i framtiden genom en mer precis kalibrering av verktyget och dess mittpunkt.

Integrationen med referenssystemet har varit avgörande för resultatet eftersom det möjliggör att placeringen av acetabularkoppen kan styras med FlexPendanten genom att endast studera referenssystemet. Detta har direkt relevans för kirurgisk tillämpning eftersom den visuella återkopplingen tillåter operatören att använda navigationsdata för att korrigera acetabularkoppen till rätt positionering och orientering under joystickstyrningen. Eftersom ABB YuMi har kraft- och lastbegränsningar krävdes en lättare plastmodell av verktyget för att genomföra testerna men studien visar att roboten är tillräckligt stabil för att hantera de krav som tillämpningen ställer. Sammanfattningsvis tyder resultaten på att kombinationen av en kollaborativ joystickstyrd robotarm och ett system för kirurgisk navigation har potential att möjliggöra en mer kontrollerad och repeterbar placering av acetabularkoppen. Det krävs dock vidare validering i en mer realistisk testmiljö för att kunna dra några definitiva slutsatser.

## Referenser

- [1] (2023) Vi blir äldre och tyngre – sjukdomen artros ökar. Lund universitet. [Online]. Available: <https://www.lu.se/artikel/vi-blir-aldre-och-tyngre-sjukdomen-artros-okar#:~:text=I%20Sverige%20ber%C3%A4knas%20runt%20tio%20procent%20av,ont%20i%20kn%C3%A4%20h%C3%Bft%20h%C3%A4nder%20och%20f%C3%B6tter.>
- [2] (2025) Höftledsartros. 1177 Vårdguiden. [Online]. Available: <https://www.1177.se/Vastra-Gotaland/sjukdomar--besvar/skelett-leder-och-muskler/leder/hoftledsartros/>
- [3] A. Aabedi *et al.*, “Surgical interventions in severe osteoarthritis: Pros and cons,” *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 2025. [Online]. Available: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC12097792/>
- [4] H. M. Nemati, A. Christensson, A. Pettersson, G. Németh, and G. Flivik, “Precision of cup positioning using a novel computed tomography based navigation system in total hip arthroplasty,” vol. 60, no. 1-14, pp. 866–873, 2024.
- [5] D. W. Murray, “The definition and measurement of acetabular orientation,” *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, vol. 75-B, no. 2, pp. 228–232, 1993.
- [6] G. E. Lewinnek, J. L. Lewis, R. Tarr, C. L. Compere, and J. R. Zimmerman, “Dislocations after total hip-replacement arthroplasties,” *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, vol. 60, no. 2, pp. 217–220, Mar. 1978.
- [7] W. S. Murphy, H. H. Yun, B. Hayden, J. H. Kowal, and S. B. Murphy, “The safe zone range for cup anteversion is narrower than for inclination in total hip arthroplasty,” *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 476, no. 2, pp. 325–335, 2018.
- [8] N. P. Sheth and J. R. H. Foran. Total hip replacement. American Academy of Orthopaedic Surgeons. Peer-reviewed by Thomas Ward Throckmorton, MD, FAAOS and Stuart J. Fischer, MD, FAAOS. [Online]. Available: <https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/total-hip-replacement/>
- [9] X. Feng, J. Gu, and Y. Zhou, “Primary total hip arthroplasty failure: aseptic loosening remains the most common cause of revision,” *American Journal of Translational Research*, vol. 14, no. 10, pp. 7080–7089, 2022.
- [10] A. S. Desai, A. Dramis, and T. N. Board, “Leg length discrepancy after total hip arthroplasty: a review of literature,” *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, vol. 6, no. 4, pp. 336–341, 2013.
- [11] M. C. Callanan, B. Jarrett, C. R. Bragdon, D. Zurakowski, H. E. Rubash, A. A. Freiberg, and H. Malchau, “The John Charnley Award: Risk factors for cup malpositioning: Quality improvement through a joint registry at a tertiary hospital,” *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 469, no. 2, pp. 319–329, 2011.
- [12] J. C. Hill, D. P. Gibson, R. Pagoti, and D. E. Beverland, “Photographic measurement of the inclination of the acetabular component in total hip replacement using the posterior approach,” *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, vol. 92-B, no. 9, pp. 1209–1214, 2010.

- [13] P. L. Sousa, P. K. Sculco, D. J. Mayman, S. A. Jerabek, M. P. Ast, and B. P. Chalmers, "Robots in the operating room during hip and knee arthroplasty," *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, vol. 13, pp. 309–317, 2020.
- [14] Intuitive. da vinci robotic surgery. [Online]. Available: <https://www.intuitive.com/en-us/patients/da-vinci-robotic-surgery>
- [15] J.-P. St Mart, E. L. Goh, and Z. Shah, "Robotics in total hip arthroplasty: A review of the evolution, application and evidence base," vol. 5, no. 12, pp. 866–873, 2020.
- [16] Reduanur Rahman and Md Sajid Rahman and Jillor Rahman Bhuiyan, "Joystick controlled industrial robotic system with robotic arm," n.d, hämtad: 2026-05-02. [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=9087500>
- [17] B. Siciliano and O. Khatib, *Springer Handbook of Robotics*. Springer, 2016.
- [18] ABB, "YuMi® IRB 14000," ABB Robotics, Datablad, 2021, accessed: 2026-05-04. [Online]. Available: <https://solutions.abb/cobots>
- [19] Australis Engineering, "ABB YuMi – IRB 14000," <https://australiseng.com.au/product/yumi-cobot/>, u.å., hämtad: 2024-05-13.
- [20] ABB, "Robotstudio suite," n.d., hämtad: 2026-04-29. [Online]. Available: <https://www.abb.com/global/en/areas/robotics/products/software/robotstudio-suite>
- [21] Ortoma AB. (2026) Using artificial intelligence to improve orthopaedic therapy. Ortoma. Hämtad: 2026-05-13. [Online]. Available: <https://ortoma.com/using-artificial-intelligence-to-improve-orthopaedic-therapy/#ortoma-treatment>
- [22] RD&T Technology AB. (n.d.) The tool rd&t (robust design & tolerancing). Hämtad 2026-05-09. [Online]. Available: <https://rdnt.se/software-tool/>
- [23] P. Bourdet and L. Mathieu, Eds., *Geometric Product Specification and Verification: Integration of Functionality*. Cachan, France: Springer, 2001, held at École Normale Supérieure de Cachan, 24–25 April 2001.
- [24] R. L. Harrison, "Introduction to monte carlo simulation," *AIP Conference Proceedings*, vol. 1204, no. 1, pp. 17–21, 2010.
- [25] R. Söderberg, L. Lindkvist, K. Wärmefjord, and J. S. Carlson, "Virtual geometry assurance process and toolbox," *Procedia CIRP*, vol. 43, pp. 3–12, 2016.
- [26] ABB Robotics, *YuMi - IRB 14000 Datasheet*, ABB, 02 2021, hämtad: 2024-05-22. [Online]. Available: [https://mit-automation.se/wp-content/uploads/2021/02/9AKK106354A3254\\_datasheet\\_YuMi\\_RevH.pdf](https://mit-automation.se/wp-content/uploads/2021/02/9AKK106354A3254_datasheet_YuMi_RevH.pdf)
- [27] SIS, Swedish Institute for Standards, "Industrirobotar - Prestandakriterier och tillhörande provningsmetoder (SS-ISO 9283:2012)," Swedish Institute for Standards, Stockholm, Sverige, Standard SS-ISO 9283:2012, 2012, hämtad: 2024-05-13. [Online]. Available: <https://www.sis.se/api/document/get/86010>
- [28] Rigid body. Elsevier. ScienceDirect Topics page. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/topics/mathematics/rigid-body>

- [29] OpenAI, “Chatgpt (version gpt-4o),” 2024, Åtkomstdatum: 2024-05-13. [Online]. Available: <https://chatgpt.com>
- [30] Google, “Gemini (version 1.5 pro),” 2024, Åtkomstdatum: 2024-05-13. [Online]. Available: <https://gemini.google.com>
- [31] —, “Google colab,” 2024, använt för dataanalys och visualisering. Åtkomstdatum: 2024-05-13. [Online]. Available: <https://colab.research.google.com>
- [32] Six-Sigma.us.com. (n.d.) What is cpk? complete process capability index guide. [Online]. Available: <https://six-sigma.us.com/glossary/what-is-cpk.html>
- [33] M. Walkowiak and U. Reinicke, *Spatially Curved Beam Structures: Volume 1 (Euler-Bernoulli Theory)*. Springer Fachmedien Wiesbaden, 2026.
- [34] M. P. Abdel, P. von Roth, M. T. Jennings, A. D. Hanssen, and M. W. Pagnano, “What safe zone? the vast majority of dislocated thas are within the lewinnek safe zone for acetabular component position,” vol. 474, no. 2, pp. 386–391, 2016.
- [35] C. I. Esposito, K. M. Carroll, P. K. Sculco, D. E. Padgett, S. A. Jerabek, and D. J. Mayman, “Total hip arthroplasty patients with fixed spinopelvic alignment are at higher risk of hip dislocation,” vol. 33, no. 5, pp. 1449–1454, 2018.

# Appendix

## RAPID kod för roboten

```
9  PROC main()
10  MoveJ Service, v150, z0, JJ_impactor_Tool\WObj:=HÖFT;
11  MoveJ ALIGN_POS, v50, fine, JJ_impactor_Tool\WObj:=HÖFT;
12  MoveJ END_POS, v10, fine, JJ_impactor_Tool\WObj:=HÖFT;
13  MoveJ ALIGN_POS, v50, fine, JJ_impactor_Tool\WObj:=HÖFT;
14  MoveJ Service, v150, z0, JJ_impactor_Tool\WObj:=HÖFT;
15  ENDPROC
```

**Figur 45:** RAPID-koden som användes i de praktiska testerna

## Varierade startpositioner utan verktyg

Arbetsposition 1	X (mm)	Y	Z	EZ (grader)	EY	EX
Målpunkt:	484.15	-211	145.9	-114.31	-59.37	-64.77
Försök 1	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 2	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 3	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 4	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 5	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 6	484.15	-211.02	145.89	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 7	484.15	-211.02	145.89	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 8	484.15	-211.02	145.89	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 9	484.15	-211.02	145.89	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 10	484.15	-211.02	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 11	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 12	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 13	484.15	-211.02	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 14	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 15	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 16	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 17	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 18	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 19	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 20	484.15	-211.02	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 21	484.15	-211.02	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 22	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 23	484.15	-211.02	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 24	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 25	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 26	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 27	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 28	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 29	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 30	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 31	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 32	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 33	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 34	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 35	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 36	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 37	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 38	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 39	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 40	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 41	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 42	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 43	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 44	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 45	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 46	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 47	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 48	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 49	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77
Försök 50	484.15	-211.01	145.9	-114,32	-59,37	-64,77

Figur 46: Data från "varierande startpositioner utan verktyg", arbetsposition 1

Arbetsposition 2	X (mm)	Y	Z	EZ (grader)	EY	EX
Målpunkt:	680.49	-90.97	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 1	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 2	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 3	680.49	-90.97	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 4	680.49	-90.97	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 5	680.49	-90.97	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 6	680.49	-90.97	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 7	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 8	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 9	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 10	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 11	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 12	680.49	-90.97	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 13	680.49	-90.97	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 14	680.49	-90.97	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 15	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 16	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 17	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 18	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 19	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 20	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 21	680.49	-90.97	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 22	680.49	-90.97	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 23	680.49	-90.97	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 24	680.49	-90.97	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 25	680.49	-90.97	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 26	680.49	-90.97	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 27	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 28	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 29	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 30	680.49	-90.97	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 31	680.49	-90.97	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 32	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 33	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 34	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 35	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 36	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 37	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 38	680.49	-90.97	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 39	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 40	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 41	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 42	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 43	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 44	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 45	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 46	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 47	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 48	680.49	-90.96	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 49	680.49	-90.97	200.76	-14.87	-20.87	-166.59
Försök 50	680.49	-90.97	200.76	-14.87	-20.87	-166.59

Figur 47: Data från ”varierande startpositioner utan verktyg”, arbetsposition 2

## Varierande startpositioner med verktyg

Arbetsposition 1	X	Y	Z	EZ(Grader)	EY(Grader)	EX(Grader)
Målpunkt:	518.85	-114.12	-23.93	57.5	59.13	-39.27
Försök 1	518.85	-114.14	-23.94	57.5	59.13	-39.26
Försök 2	518.85	-114.14	-23.94	57.5	59.13	-39.26
Försök 3	518.85	-114.13	-23.93	57.5	59.13	-39.27
Försök 4	518.85	-114.13	-23.93	57.5	59.13	-39.27
Försök 5	518.85	-114.13	-23.93	57.5	59.13	-39.27
Försök 6	518.85	-114.13	-23.93	57.5	59.13	-39.27
Försök 7	518.85	-114.14	-23.94	57.5	59.13	-39.27
Försök 8	518.85	-114.13	-23.93	57.5	59.13	-39.27
Försök 9	518.85	-114.13	-23.93	57.5	59.13	-39.27
Försök 10	518.85	-114.13	-23.93	57.5	59.13	-39.27
Försök 11	518.85	-114.13	-23.93	57.5	59.13	-39.27
Försök 12	518.85	-114.13	-23.93	57.5	59.13	-39.27
Försök 13	518.85	-114.13	-23.93	57.5	59.13	-39.27
Försök 14	518.85	-114.13	-23.93	57.5	59.13	-39.27
Försök 15	518.85	-114.13	-23.93	57.5	59.13	-39.27
Försök 16	518.85	-114.13	-23.93	57.5	59.13	-39.27
Försök 17	518.85	-114.13	-23.93	57.5	59.13	-39.27
Försök 18	518.85	-114.13	-23.94	57.5	59.13	-39.27
Försök 19	518.85	-114.13	-23.93	57.5	59.13	-39.27
Försök 20	518.85	-114.13	-23.93	57.5	59.13	-39.27
Försök 21	518.85	-114.13	-23.93	57.5	59.13	-39.27
Försök 22	518.85	-114.13	-23.93	57.5	59.13	-39.27
Försök 23	518.85	-114.13	-23.93	57.5	59.13	-39.27
Försök 24	518.85	-114.14	-23.93	57.5	59.13	-39.27
Försök 25	518.85	-114.13	-23.93	57.5	59.13	-39.27
Försök 26	518.85	-114.13	-23.93	57.5	59.13	-39.27
Försök 27	518.85	-114.14	-23.94	57.5	59.13	-39.27
Försök 28	518.85	-114.14	-23.94	57.5	59.13	-39.27
Försök 29	518.85	-114.14	-23.94	57.5	59.13	-39.27
Försök 30	518.85	-114.14	-23.94	57.5	59.13	-39.27

**Figur 48:** Data från "varierande startpositioner med verktyg", arbetsposition 1

Arbetsposition 2	X	Y	Z	EZ(Grader)	EY(Grader)	EX(Grader)
<b>Målpunkt:</b>	<b>564.8</b>	<b>-35.69</b>	<b>112.18</b>	<b>-111.29</b>	<b>11.69</b>	<b>130.52</b>
Försök 1	564.8	-35.7	112.18	-111.29	11.69	130.52
Försök 2	564.8	-35.7	112.18	-111.29	11.69	130.52
Försök 3	564.81	-35.69	112.18	-111.29	11.7	130.53
Försök 4	564.81	-35.69	112.18	-111.29	11.7	130.53
Försök 5	564.81	-35.69	112.18	-111.29	11.7	130.53
Försök 6	564.81	-35.69	112.18	-111.29	11.7	130.53
Försök 7	564.81	-35.69	112.18	-111.29	11.7	130.53
Försök 8	564.8	-35.7	112.18	-111.29	11.69	130.52
Försök 9	564.81	-35.69	112.18	-111.29	11.7	130.53
Försök 10	564.81	-35.7	112.18	-111.29	11.69	130.52
Försök 11	564.81	-35.69	112.18	-111.29	11.7	130.53
Försök 12	564.81	-35.69	112.18	-111.29	11.7	130.53
Försök 13	564.81	-35.7	112.18	-111.29	11.69	130.52
Försök 14	564.81	-35.7	112.18	-111.29	11.7	130.53
Försök 15	564.81	-35.7	112.18	-111.29	11.69	130.52
Försök 16	564.81	-35.7	112.18	-111.29	11.7	130.53
Försök 17	564.81	-35.69	112.18	-111.29	11.7	130.53
Försök 18	564.81	-35.7	112.18	-111.29	11.69	130.53
Försök 19	564.81	-35.69	112.18	-111.29	11.7	130.53
Försök 20	564.81	-35.69	112.18	-111.29	11.7	130.53
Försök 21	564.81	-35.69	112.18	-111.29	11.7	130.53
Försök 22	564.81	-35.69	112.18	-111.29	11.7	130.52
Försök 23	564.81	-35.69	112.18	-111.29	11.7	130.53
Försök 24	564.81	-35.7	112.18	-111.29	11.7	130.52
Försök 25	564.81	-35.69	112.18	-111.29	11.7	130.53
Försök 26	564.81	-35.7	112.18	-111.29	11.7	130.53
Försök 27	564.81	-35.69	112.18	-111.29	11.69	130.53
Försök 28	564.81	-35.69	112.18	-111.29	11.7	130.53
Försök 29	564.81	-35.69	112.18	-111.29	11.69	130.53
Försök 30	564.81	-35.69	112.18	-111.29	11.7	130.53

**Figur 49:** Data från "varierande startpositioner med verktyg", arbetsposition 2

## Data från OTS-systemet, programmerad bana

Planned Antever	Antever sion	Planned Inclinatio	Inclination	depth
20	19,85784897	40	40,04355144	1,09409448
20	19,86106734	40	40,04988534	1,092628186
20	19,85962988	40	40,04914603	1,093441115
20	19,85801679	40	40,04132772	1,108279053
20	19,85544839	40	40,03536599	1,088313059
20	19,86026886	40	40,04951973	1,101704527
20	19,85741671	40	40,03686617	1,097508021
20	19,85916622	40	40,04688892	1,09810375
20	19,85843398	40	40,0482913	1,113975019
20	19,85733333	40	40,04211397	1,115155378
20	19,85891994	40	40,04788184	1,099218928
20	19,85800845	40	40,04206623	1,090242636
20	19,85977417	40	40,05107011	1,108141693
20	19,85749624	40	40,0442986	1,098667279
20	19,85753662	40	40,04496923	1,105245067
20	19,85716188	40	40,04308192	1,085209936
20	19,85686257	40	40,04093061	1,095727473
20	19,85253502	40	40,0387561	1,108140656
20	19,85111906	40	40,03290217	1,083725592
20	19,85511208	40	40,03239069	1,100038796
20	19,85161291	40	40,02908435	1,099895933
20	19,85208375	40	40,04039517	1,107941605
20	19,85560918	40	40,04621215	1,101623113
20	19,85101932	40	40,04079875	1,112082807
20	19,84992752	40	40,02722917	1,092196027
20	19,85080295	40	40,04008823	1,110960487
20	19,8509773	40	40,03168958	1,104933752
20	19,85245769	40	40,03977708	1,113317565
20	19,84845381	40	40,02186752	1,085460412
20	19,85151577	40	40,033075	1,094511007
20	19,84686735	40	40,02784521	1,106495838
20	19,84888072	40	40,03485282	1,121039807
20	19,84894739	40	40,03477661	1,100276405
20	19,84853168	40	40,0240978	1,087025306
20	19,84995689	40	40,0303835	1,098501831
20	19,85042112	40	40,03565805	1,108574689
20	19,84958993	40	40,03587361	1,089044147
20	19,85063646	40	40,0393275	1,107037193
20	19,84828385	40	40,03222735	1,086920593
20	19,84700089	40	40,03058366	1,086000959
20	19,84939808	40	40,03582262	1,104893893
20	19,84620643	40	40,02981285	1,092251438
20	19,84706912	40	40,02765716	1,090819695
20	19,84712058	40	40,03038903	1,116827713
20	19,84557153	40	40,03305247	1,11389459
20	19,84816539	40	40,02725408	1,129328509
20	19,85025366	40	40,03914627	1,103844852
20	19,84912094	40	40,03740566	1,095417391

Figur 50: Data erhållen från OTS-systemet

## Data från OTS-systemet, joystickstyrning

Planned Anteversi	Anteversion	Planned Inclinatio	Inclination	Depth
20	19,8714232	40	38,62746007	4,179085824
20	20,12009922	40	39,95494618	1,501595864
20	20,79840226	40	39,59731691	5,263991905
20	19,11721435	40	40,65789518	2,51692861
20	20,60246239	40	39,95452959	0,260264899
20	20,22092406	40	39,11011029	1,258394934
20	20,7991741	40	38,7539646	1,478185329
20	20,92750314	40	38,7587371	4,375036035
20	20,39534166	40	38,80025096	0,730676736
20	20,14801362	40	40,2986754	2,193759106
20	21,03943432	40	40,55286858	4,153610458
20	20,31101955	40	40,27374543	2,416114245
20	20,79262692	40	39,68070801	2,520217086
20	20,98772793	40	39,60894633	2,31602185
20	20,24048255	40	39,50542573	2,775642741
20	20,27302988	40	39,68565246	2,959711043
20	19,9111958	40	39,50032791	4,26515771
20	21,09642007	40	38,95157338	1,010495537
20	20,55608403	40	39,63353136	0,279845915
20	19,95337622	40	39,69242072	0,68687379
20	20,42061276	40	39,89954315	2,651677313
20	21,0694985	40	39,53169225	4,924090096
20	20,40777762	40	39,2744332	3,167482083
20	21,48125615	40	41,05883934	3,082616293
20	20,44618645	40	39,46189519	4,586101051
20	21,14982846	40	40,01154965	2,728851995
20	21,46842349	40	39,89087518	2,942426711
20	20,15838014	40	40,68158658	4,121881129
20	20,47186848	40	40,01024126	4,115666359
20	20,40884269	40	39,04469698	2,170868881
20	20,18462035	40	40,33300342	1,104868012
20	20,80184368	40	39,70948499	3,482516449
20	19,87723544	40	40,45411064	4,73004366
20	19,97899608	40	39,87310463	4,582299579
20	20,45520931	40	39,17710635	5,292037622
20	20,05991905	40	39,87737685	5,172539492
20	19,7081988	40	40,03670751	4,892130787
20	20,04684427	40	40,09450066	4,770614702
20	19,7457948	40	39,94533027	5,222318233
20	20,29562458	40	41,19533814	4,842009353
20	20,00502501	40	40,52679855	4,039021416
20	20,20404266	40	39,05831712	3,813989998

**Figur 51:** Data erhållen från OTS-systemet

## Genererad Python kod för bildanalys

```
import cv2
import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt
import os
import imageio.v3 as iio
import pandas as pd
from ipywidgets import interact, IntSlider
from IPython.display import display

!pip install pillow-heif

def find_marker_centers(image_path, marker_rois=None,
threshold_value=50):
    if image_path.lower().endswith('.heic'):
        try:
            img_data = iio.imread(image_path)
            if isinstance(img_data, np.ndarray):
                img = cv2.cvtColor(img_data,
cv2.COLOR_RGB2BGR)
            else:
                img = cv2.cvtColor(np.array(img_data),
cv2.COLOR_RGB2BGR)
        except Exception as e:
            print(f"Error: Could not load HEIC image
{image_path} using imageio: {e}")
            return None
    else:
        img = cv2.imread(image_path)

    if img is None:
        print(f"Error: Could not load image {image_path}")
        return None

    gray = cv2.cvtColor(img, cv2.COLOR_BGR2GRAY)
    marker_centers = []

    if marker_rois:
        if len(marker_rois) != 2:
            print("Error: Exactly two ROIs must be provided
for marker detection with ROIs.")
            return None

        for i, (x, y, w, h) in enumerate(marker_rois):
            roi_gray = gray[y:y+h, x:x+w]
            _, thresh_roi = cv2.threshold(roi_gray,
threshold_value, 255, cv2.THRESH_BINARY_INV)
            contours_roi, _ = cv2.findContours(thresh_roi,
```

```

cv2.RETR_EXTERNAL, cv2.CHAIN_APPROX_SIMPLE)

    if not contours_roi:
        print(f"Warning: No contours found in ROI
{i+1} for {image_path}")
        return None

    largest_contour_roi = max(contours_roi,
key=cv2.contourArea)
    M = cv2.moments(largest_contour_roi)

    if M["m00"] != 0:
        cX_roi = int(M["m10"] / M["m00"])
        cY_roi = int(M["m01"] / M["m00"])
        cX = cX_roi + x
        cY = cY_roi + y
        marker_centers.append((cX, cY))
    else:
        print(f"Warning: Could not calculate
centroid for contour in ROI {i+1} in {image_path}")
        return None

    else:
        _, thresh = cv2.threshold(gray, threshold_value,
255, cv2.THRESH_BINARY_INV)
        contours, _ = cv2.findContours(thresh,
cv2.RETR_EXTERNAL, cv2.CHAIN_APPROX_SIMPLE)
        contours_sorted = sorted(contours,
key=cv2.contourArea, reverse=True)

        if len(contours_sorted) < 2:
            print(f"Warning: Not enough markers found in
{image_path}")
            return None

        for i in range(2):
            M = cv2.moments(contours_sorted[i])
            if M["m00"] != 0:
                cX = int(M["m10"] / M["m00"])
                cY = int(M["m01"] / M["m00"])
                marker_centers.append((cX, cY))
            else:
                print(f"Warning: Could not calculate
centroid for contour {i} in {image_path}")
                return None

    return marker_centers, img

```

**Figur 53:** Kod för bildanalys, 2 av 8

```

IMAGE_DIR = '/content/'
REFERENCE_IMAGE_NAME = 'IMG_6243.HEIC'
KNOWN_PHYSICAL_DISTANCE = 144.0
MARKER_ROIS = [(2350, 2100, 250, 200), (5450, 2225, 300,
75)]
OPTIMAL_THRESHOLD = 140

reference_image_path = os.path.join(IMAGE_DIR,
REFERENCE_IMAGE_NAME)

reference_data = find_marker_centers(reference_image_path,
marker_rois=MARKER_ROIS, threshold_value=OPTIMAL_THRESHOLD)

if reference_data is None:
    print("Could not process reference image. Exiting.")
else:
    ref_centers, ref_img = reference_data
    ref_center1, ref_center2 = ref_centers

    ref_pixel_distance =
np.linalg.norm(np.array(ref_center1) -
np.array(ref_center2))
    ref_angle_rad = np.arctan2(ref_center2[1] -
ref_center1[1], ref_center2[0] - ref_center1[0])
    ref_angle_degrees = np.degrees(ref_angle_rad)

    print(f"Reference image ({REFERENCE_IMAGE_NAME}):")
    print(f" Marker 1: {ref_center1}, Marker 2:
{ref_center2}")
    print(f" Pixel distance: {ref_pixel_distance:.2f}")
    print(f" Angle (degrees): {ref_angle_degrees:.2f}")

    ref_gray = cv2.cvtColor(ref_img, cv2.COLOR_BGR2GRAY)
    ref_thresh = np.zeros_like(ref_gray)
    for (x, y, w, h) in MARKER_ROIS:
        roi_gray = ref_gray[y:y+h, x:x+w]
        _, thresh_roi = cv2.threshold(roi_gray,
OPTIMAL_THRESHOLD, 255, cv2.THRESH_BINARY_INV)
        ref_thresh[y:y+h, x:x+w] = thresh_roi

    plt.figure(figsize=(10, 8))
    plt.imshow(ref_thresh, cmap='gray')
    plt.title(f'Thresholded Image for Reference (ROIs
applied): {REFERENCE_IMAGE_NAME}')
    plt.show()

```

---

**Figur 54:** Kod för bildanalys, 3 av 8

```

plt.figure(figsize=(10, 8))
cv2.circle(ref_img, ref_center1, 5, (0, 0, 255), -1)
cv2.circle(ref_img, ref_center2, 5, (0, 255, 0), -1)
cv2.line(ref_img, ref_center1, ref_center2, (255, 0, 0),
2)
plt.imshow(cv2.cvtColor(ref_img, cv2.COLOR_BGR2RGB))
plt.title(f'Markers in Reference Image:
{REFERENCE_IMAGE_NAME}')
plt.show()

image_distances = {
    'Image': [],
    'Pixel Distance': [],
    'Distance Difference (pixels)': [],
    'Relative Difference (%)': [],
    'Angle (degrees)': [],
    'Angle Difference (degrees)': []
}

if KNOWN_PHYSICAL_DISTANCE is not None and
ref_pixel_distance > 0:
    pixels_per_unit = ref_pixel_distance /
KNOWN_PHYSICAL_DISTANCE
    print(f" Calibration: {pixels_per_unit:.2f} pixels
per unit of known distance.")
    image_distances['Physical Distance (calibrated)'] =
[]
    image_distances['Physical Difference (calibrated)']
= []
else:
    pixels_per_unit = None

all_image_files = [f for f in os.listdir(IMAGE_DIR) if
f.lower().endswith(('.jpg', '.png', '.heic')) and f !=
REFERENCE_IMAGE_NAME]
all_image_files.sort()

start_num = 6244
end_num = 6294
filtered_image_files = []
for f in all_image_files:
    try:
        num_str = f.split('_')[1].split('.')[0]
        img_num = int(num_str)
        if start_num <= img_num <= end_num:
            filtered_image_files.append(f)

```

**Figur 55:** Kod för bildanalys, 4 av 8

```

        except (IndexError, ValueError):
            print(f"Warning: Skipping file {f} as its name
does not match the expected pattern for numerical
filtering.")
            continue

    for filename in filtered_image_files:
        current_image_path = os.path.join(IMAGE_DIR,
filename)
        current_data =
find_marker_centers(current_image_path,
marker_rois=MARKER_ROIS, threshold_value=OPTIMAL_THRESHOLD)

        if current_data is not None:
            curr_centers, curr_img = current_data
            curr_center1, curr_center2 = curr_centers

            curr_pixel_distance =
np.linalg.norm(np.array(curr_center1) -
np.array(curr_center2))
            curr_angle_rad = np.arctan2(curr_center2[1] -
curr_center1[1], curr_center2[0] - curr_center1[0])
            curr_angle_degrees = np.degrees(curr_angle_rad)

            diff_pixels = curr_pixel_distance -
ref_pixel_distance
            relative_diff_percent = (diff_pixels /
ref_pixel_distance) * 100 if ref_pixel_distance > 0 else 0
            diff_angle_degrees = curr_angle_degrees -
ref_angle_degrees

            image_distances['Image'].append(filename)
            image_distances['Pixel
Distance'].append(curr_pixel_distance)
            image_distances['Distance Difference
(pixels)'].append(diff_pixels)
            image_distances['Relative Difference
(%)'].append(relative_diff_percent)
            image_distances['Angle
(degrees)'].append(curr_angle_degrees)
            image_distances['Angle Difference
(degrees)'].append(diff_angle_degrees)

            if pixels_per_unit is not None:
                curr_physical_distance =
curr_pixel_distance / pixels_per_unit
                diff_physical = curr_physical_distance -

```

---

**Figur 56:** Kod för bildanalys, 5 av 8

```

KNOWN_PHYSICAL_DISTANCE
    image_distances['Physical Distance
(calibrated)'].append(curr_physical_distance)
    image_distances['Physical Difference
(calibrated)'].append(diff_physical)

    print(f"\nImage ({filename}):")
    print(f"  Marker 1: {curr_center1}, Marker 2:
{curr_center2}")
    print(f"  Pixel distance:
{curr_pixel_distance:.2f}")
    print(f"  Difference from reference (pixels):
{diff_pixels:.2f}")
    print(f"  Relative difference:
{relative_diff_percent:.2f}%")
    print(f"  Angle (degrees):
{curr_angle_degrees:.2f}")
    print(f"  Angle Difference (degrees):
{diff_angle_degrees:.2f}")

    if pixels_per_unit is not None:
        print(f"  Calibrated physical distance:
{curr_physical_distance:.2f}")
        print(f"  Difference from known physical
distance: {diff_physical:.2f}")

    plt.figure(figsize=(10, 8))
    cv2.circle(curr_img, curr_center1, 5, (0, 0,
255), -1)
    cv2.circle(curr_img, curr_center2, 5, (0, 255,
0), -1)
    cv2.line(curr_img, curr_center1, curr_center2,
(255, 0, 0), 2)
    plt.imshow(cv2.cvtColor(curr_img,
cv2.COLOR_BGR2RGB))
    plt.title(f'Markers in {filename}')
    plt.show()
else:
    print(f"Skipping {filename} due to processing
error.")

df_results = pd.DataFrame(image_distances)
display(df_results)

plt.figure(figsize=(12, 6))
plt.plot(image_distances['Image'],
image_distances['Distance Difference (pixels)'], marker='o',

```

**Figur 57:** Kod för bildanalys, 6 av 8

```

linestyle='-', label='Pixel Distance Difference')
    plt.plot(image_distances['Image'],
image_distances['Angle Difference (degrees)'], marker='x',
linestyle='--', label='Angle Difference (degrees)')
    plt.xlabel('Image File')
    plt.ylabel('Difference from Reference')
    plt.title('Variation in Marker Distance and Angle Across
Images')
    plt.xticks(rotation=90)
    plt.grid(True)
    plt.legend()
    plt.tight_layout()
    plt.show()

    plt.figure(figsize=(12, 6))
    plt.plot(df_results['Image'], df_results['Angle
Difference (degrees)'], marker='x', linestyle='-',
color='red')
    plt.xlabel('Image File')
    plt.ylabel('Angle Difference (degrees) from Reference')
    plt.title('Variation in Marker Angle Across Images')
    plt.xticks(rotation=90)
    plt.grid(True)
    plt.tight_layout()
    plt.show()

    if reference_image_path.lower().endswith('.heic'):
        try:
            img_data_interactive =
iio.imread(reference_image_path)
            if isinstance(img_data_interactive, np.ndarray):
                img_interactive =
cv2.cvtColor(img_data_interactive, cv2.COLOR_RGB2BGR)
            else:
                img_interactive =
cv2.cvtColor(np.array(img_data_interactive),
cv2.COLOR_BGR2RGB)
            except Exception as e:
                print(f"Error loading HEIC for interactive
thresholding: {e}")
                img_interactive = None
        else:
            img_interactive = cv2.imread(reference_image_path)

    if img_interactive is None:
        print("Error: Could not load image for interactive
thresholding.")

```

---

**Figur 58:** Kod för bildanalys, 7 av 8

```

else:
    gray_interactive = cv2.cvtColor(img_interactive,
cv2.COLOR_BGR2GRAY)

    def show_thresholded_image(threshold_value):
        _, thresh_interactive =
cv2.threshold(gray_interactive, threshold_value, 255,
cv2.THRESH_BINARY_INV)
        plt.figure(figsize=(10, 8))
        plt.imshow(thresh_interactive, cmap='gray')
        plt.title(f'Interactive Thresholded Image
(Threshold: {threshold_value})')
        plt.axis('off')
        plt.show()

        threshold_slider = IntSlider(min=0, max=255, step=1,
value=50, description='Threshold:')
        interact(show_thresholded_image,
threshold_value=threshold_slider);

    if 'ref_img' in locals():
        plt.figure(figsize=(12, 10))
        plt.imshow(cv2.cvtColor(ref_img, cv2.COLOR_BGR2RGB))
        plt.title('Reference Image with Grid for ROI
Selection')
        plt.xlabel('X-coordinate (pixels)')
        plt.ylabel('Y-coordinate (pixels)')
        plt.grid(True, linestyle='--', alpha=0.7)
        plt.show()
    else:
        print("Error: 'ref_img' not found. Please ensure the
cells above, especially the reference image loading cell,
have been run.")

```

---

**Figur 59:** Kod för bildanalys, 8 av 8

**INSTITUTIONEN FÖR MECHANICAL ENGINEERING  
CHALMERS UNIVERSITY OF TECHNOLOGY**

Gothenburg, Sweden

[www.chalmers.se](http://www.chalmers.se)



**CHALMERS**  
UNIVERSITY OF TECHNOLOGY