

Technische Universität München
Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik

Eine Delta-Kinematik für den nichttaktile Einsatz in der Chirurgie

Tobias Johannes Kraus

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Maschinenwesen der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktor-Ingenieurs

genehmigten Dissertation.

Vorsitzende:	Univ.-Prof. Kristina Shea, Ph.D.
Prüfer der Dissertation:	1. Univ.-Prof. Dr.rer.nat. Tim C. Lüth
	2. Univ.-Prof. Dr.-Ing. habil. Heinz Ulbrich

Die Dissertation wurde am 17.11.2011 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Maschinenwesen am 19.03.2012 angenommen.

Die vorliegende Arbeit wurde auch in der Schriftenreihe FORTSCHRITT-BERICHTE VDI veröffentlicht:

Kraus, T.: Eine Delta-Kinematik für den nichttaktile Einsatz in der Chirurgie. Fortschr.-Ber. VDI Reihe 17 Nr. 287. Düsseldorf: VDI-Verlag 2012. ISBN: 978-3-18-328717-8

Vorwort

Diese Arbeit über die Entwicklung einer modifizierten DELTA-Kinematik für das Storz VITOM entstand während meiner Tätigkeit am Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik von Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth an der Technischen Universität München.

Herrn Univ.-Prof. Dr. rer. nat. Tim C. Lüth (Ordinarius des Lehrstuhls für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik an der Technischen Universität München) danke ich sehr herzlich für die fachliche Betreuung und die Möglichkeit, in einem hervorragend ausgestatteten Forschungsinstitut wissenschaftlich zu arbeiten.

Herrn Univ.-Prof. Dr.-Ing. habil. Heinz Ulbrich (Ordinarius des Lehrstuhls für Angewandte Mechanik an der Technischen Universität München) danke ich ausdrücklich für die Betreuung der Arbeit als Zweitgutachter.

Bei Frau Univ.-Prof. Ph.D. Kristina Shea (Extraordinaria am Lehrstuhl für Produktentwicklung an der Technischen Universität München) möchte ich mich sehr herzlich für die Übernahme des Prüfungsvorsitzes bedanken.

Herrn Prof. Dr. med. Gero Strauß (Oberarzt der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde, Universitätsklinikum Leipzig) danke ich für die wissenschaftliche Zusammenarbeit.

Der Firma Karl Storz GmbH & Co. KG, Tuttlingen, danke ich für die zur Verfügung Stellung eines Prototypes der VITOM-Optik und eines Endoskopieturmes.

Ich danke allen Kollegen für die Unterstützung, für fachliche und nicht fachliche Diskussionen sowie für ihre Anregungen. Mein besonderer Dank geht an Thomas Maier und Jan Gumprecht für die enge und produktive Zusammenarbeit und Unterstützung sowie Durchsicht und Kontrolle der Arbeit. Des Weiteren danke ich Christian Richter, Mathias Markert und Jiayi Shi für die tatkräftige Unterstützung und offenen Diskussionen. Besonderer Dank gilt den Mitarbeitern der Lehrstuhlwerkstatt Christian Kühnau, Gerhard Ribnitzky und Markus Wörl für ihre hervorragende Zusammenarbeit und Unterstützung. Ganz besonders möchte ich mich bei Dr.-Ing. Johannes Rucha, Dr.-Ing. Jan Harnisch und Markus Vogl für die fachlichen Diskussionen und den engen Zusammenhalt in Zeiten des Umbruchs bedanken, ebenso wie Barbara Govetto die immer ein gutes Wort und eine helfende Hand hatte.

Außerdem danke ich den Studenten Andreas Grasser, Peter Keil, Nepomuk Chucholowski und Florian Hurka für ihre engagierte Arbeit.

Besonders herzlich danke ich meiner Mutter für den steten Rückhalt. Allen Menschen, die mich auf meinem Weg bis hierhin begleitet und so ihren Teil zum Gelingen meiner Arbeit beigetragen haben, gilt mein Dank.

Manching, im April 2012

Tobias Kraus



Für meine Eltern

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Problemstellung	2
2.1	Medizinische Problemstellung	2
2.2	Technische Problemstellung	12
3	Stand der Technik	15
3.1	Starres Endoskop	17
3.2	Operationsmikroskop	24
3.3	Das VITOM System	26
3.4	Kinematiken	27
3.5	Defizite am Stand der Technik	31
3.6	Aufgabenstellung	32
4	Positioniereinheit für eine chirurgische Optik mit entferntem Brennpunkt	33
4.1	Eigener Ansatz	33
4.2	Abgrenzung	34
5	Konzept und Systementwurf	36
5.1	Konzept	36
5.2	Systementwurf	40
6	Realisierung des Manipulators	48
6.1	Kinematisches Modell	48
6.2	Mathematische Modellierung der Kinematik	49
6.3	Realisierte Abmessungen und mechanische Umsetzung	64
6.4	Zusammenfassung	69
7	Realisierung Steuerung und Bedienkonsole	70
7.1	Mechanischer Aufbau	70
7.2	Hardware-Aufbau	70
7.3	Software-Struktur	73
8	Experimente und Diskussion	76
8.1	Experiment I: Positioniergenauigkeit	76
8.2	Experiment II: Dynamisches Verhalten der Delta-Konfiguration	103
8.3	Experiment III: Watchdog und Steuerung	110
8.4	Experiment IV: Dynamisches Verhalten der Servo-Versorgungsspannung	118
9	Zusammenfassung und Ausblick	121
A	Notation	123

B	Ergänzende Tabellen und Diagramme zu den Experimenten	125
B.1	Messwerte zur Ermittlung der Transformationsmatrizen	125
B.2	Delta Wiederholgenauigkeit	127
B.3	Wiederholgenauigkeit Schwenkplattform	128
B.4	Pulsweiten	129
C	Literaturverzeichnis	131

Symbol- und Abkürzungsverzeichnis

Die Auszeichnung von Skalaren, Vektoren und Matrizen erfolgt nach Lüth (2006, Kap. 3.2.2) und ist in Anhang A (S. 123) zusammengefasst.

Symbolverzeichnis

Abstände und Längen des Manipulators:

Symbol	Einheit	Beschreibung
a_o	m	Abstand Mittelpunkt Grundgestell zur Servoachse $q_{1..3}$
a_u	m	Abstand Mittelpunkt Arbeitsplattform zum AbstandhalterParallelführung
l_o	m	Länge Oberarm
l_u	m	Länge Unterarm (Stab der Parallelführung)
l_e	m	Länge Unterarm (Stab der Parallelführung)
Δz	m	Pivot-Parameter, z -Abstand des Fokus von ${}^t\mathbf{cpT}$ (Bild 6.4, S. 59)
Δx_E	m	Pivot-Parameter, x -Abstand der Objektivlinse des VITOM von ${}^t\mathbf{cpT}$ (Bild 6.4, S. 59)
Δx_F	m	Pivot-Parameter, x -Abstand des Fokus von der Objektivlinse Bild 6.4, S. 59)
Φ_i	rad	Winkelposition der Arme bezogen auf Arm 1

Punkte des Manipulators:

Symbol	Einheit	Beschreibung
\mathbf{p}_{oi}	$(m, m, m)^T$	Ellenbogengelenke von Arm i auf der Symmetrieebene (Bild 6.3, S. 52)
\mathbf{p}_{oi}^1	$(m, m, m)^T$	\mathbf{p}_{oi} gedreht in die Lage \mathbf{p}_{oi}^1
$\mathbf{p}_{oia,b}$	$(m, m, m)^T$	Ellenbogengelenke von Arm i , rechts bzw. links von der Drehachse gelegen
\mathbf{p}_{ui}	$(m, m, m)^T$	\mathbf{p}_{ui} gedreht in die Lage \mathbf{p}_{ui}^1
\mathbf{p}_{ui}^1	$(m, m, m)^T$	Handgelenke von Arm i auf der Symmetrieebene
$\mathbf{p}_{uia,b}$	$(m, m, m)^T$	Handgelenke von Arm i , rechts bzw. links von der Drehachse gelegen

Konstanten der inversen Kinematik:

Symbol	Einheit	Beschreibung
$k_{1..3}^{HA}$	m	Konstanten der inversen Kinematik zur Berechnung der Hauptachswinkel $q_{1..3}^{HA}$ (Kapitel 6.2.1, S. 51ff)
$\mathbf{k}_{1..3\ ia,b}$	(m, m, m) ^T	Konstantenvektoren der inversen Kinematik zur Berechnung der Nebenachswinkel $q_{1..3}^{NA}$ (Kapitel 6.2.1, S. 51ff)

Weiteres:

Symbol	Einheit	Beschreibung
C	$F = \frac{C}{V} = \frac{As}{V}$	Kapazität
f	$Hz = \frac{1}{s}$	Frequenz $f = \frac{1}{T}$
${}^{\text{base}}\mathbf{F}$	(N, N, N) ^T	Kraftvektor im ${}^{\text{base}}\mathbf{T}$ -Koordinatensystem
${}^{\text{base}}\mathbf{F}_{uia,b}$	(N, N, N) ^T	Kraftvektor im Parallelführungsstab ia, b
${}^{\text{base}}\mathbf{f}_{uia,b}$	(1, 1, 1) ^T	Normierter, einheitenloser Kraftvektor ${}^{\text{base}}\mathbf{F}_{uia,b}$
I	A	Strom
I_D	A	Drain-Strom (Feldeffekttransistor)
L	$H = \frac{Vs}{A}$	Induktivität
${}^{\text{base}}\mathbf{M}$	(Nm, Nm, Nm) ^T	Momentenvektor im ${}^{\text{base}}\mathbf{T}$ -Koordinatensystem
$q_{1..3}^{HA}$	rad	Achskoordinaten der Hauptachsen, Arm 1..3
$q_{1..3}^{NA}$	rad	Achskoordinaten der Nebenachsen, Arm 1..3
R	Ω	Widerstand
R_{DS}	Ω	Drain-Source Widerstand (Feldeffekttransistor)
T	s	Taktzeit $T = \frac{1}{f}$
t	s	Zeit
t_P	s	Pulsdauer
U	V	Spannung
U_{srv}	V	Servo-Versorgungsspannung
U_{uc}	V	Mikrocontroller-Versorgungsspannung
U_{nt}	V	Netzteilspannung
U_{GS}	V	Gate-Source Spannung (Feldeffekttransistor)
U_{th}	V	Thrashold- (Schwell-)Spannung (Feldeffekttransistor)

Koordinatensysteme:

Symbol	Beschreibung
${}^{base}\mathbf{T}$	Manipulator-Koordinatensystem (Bild 6.2, S. 50)
${}^{cam}\mathbf{T}$	Koordinatensystem des optischen Positionsmesssystems (Kapitel 8.1.2, S. 81)
${}^{focus}\mathbf{T}$	Fokus-Koordinatensystem (Bild 6.4, S. 59)
${}^{HA1}\mathbf{T}$	${}^{base}\mathbf{T}$ um a_o längs von ${}^{base}e_x$ verschoben (Kapitel 6.2.3, S. 63)
${}^{pat}\mathbf{T}$	Koordinatensystem des Patiententrackers am Grundgestell (Bild 8.1, S. 77)
${}^{tcp}\mathbf{T}$	Arbeitsplattform-Koordinatensystem (Bild 6.2, S. 50)
${}^{tool}\mathbf{T}$	Koordinatensystem des Tooltrackers an der Arbeitsplattform (Bild 8.1, S. 77)

Abkürzungen

Abkürzung	Beschreibung
3T3R	Kinematik mit 3 translatorischen und 3 rotatorischen Freiheitsgraden
D-H	DENAVID-HARTENBERG
DKP	Direct Kinematic Problem, direkte Kinematik
EVA	Eingabe, Verarbeitung, Ausgabe
FET	Feldeffekttransistor
FDA	Food and Drug Administration
GND	Masse, 0 V
HA	Hauptachse
HNO	Hals-, Nasen-, Ohren-
I ² C	Inter-Integrated Circuit
IKP	Inverse Kinematic Problem, inverse Kinematik
ISP	in system programming
MIC	Minimal-invasive Chirurgie
NA	Nebenachse
PWM	Pulsweitenmodulation
RCM	Remote Centre of Motion, entfernter Drehmittelpunkt
RMS	root mean square, Effektivwert
SPF	Schwenkplattform
TCP	Tool Centre Point, Werkzeugmittelpunkt

Glossar

Technisches Glossar

Achskoordinatensystem = Maschinen-/Roboterkoordinatensystem.

Aktive Achse Rotatorische oder translatorische Achse mit Antrieb.

Arbeitsplattform Bewegter Teil des Manipulators an dem das Werkzeug (hier: Endoskopkamera) oder der Werkzeugträger (hier: Kameraaufnahme) befestigt wird.

Denavit-Hartenberg Denavit u. Hartenberg (1955) stellten eine Methode zur Beschreibung von (seriellen) Kinematiken vor. Sie ist heute Stand der Technik zur Bestimmung von Posen, Geschwindigkeiten und Beschleunigungen (Niku 2001). Für Parallelkinematiken hat sich bisher keine Beschreibung mit ähnlicher Bedeutung durchsetzen können.

Direkte Kinematik Berechnung der Endeffektor-Pose aus den bekannten Gelenkkoordinaten, also Umrechnung des Achs- in das Weltkoordinatensystem. Umkehrung zur *inversen Kinematik*.

Endeffektor Werkzeug geführt durch den Roboter oder Manipulator (DIN EN ISO 8373 1996).

Gelenk Bewegliche rotatorische oder translatorische Verbindung zwischen zwei starren Gliedern. Unterscheidung zwischen aktiven (mit Antrieb) und passiven (ohne Antrieb) Gelenken.

Glied Starre Verbindung zwischen zwei Gelenken (DIN EN ISO 8373 1996).

Grundgestell Ortsfester Teil des Manipulators.

Homogene Matrix Hier eine 4×4 -Matrix bestehend aus einer 3×3 -Rotationsmatrix und einem 3×1 Translationsvektor (Niku 2001). (s. auch Anhang A, S. 123).

Inverse Kinematik Berechnung der Gelenkkoordinaten aus der bekannten/gewünschten Endeffektor-Pose, also Umrechnung des Welt- in das Achskoordinatensystem (DIN EN ISO 8373 1996). Umkehrung zur *direkten Kinematik*.

Jacobi-Matrix Totales Differential, hier der Gelenkwinkel oder -positionen nach der Zeit. Sie erlaubt die Berechnung der Geschwindigkeit der Arbeitsplattform bei bekannten (Winkel-) Geschwindigkeiten der Gelenke (Niku 2001).

Kinematik „Bereich der theoretischen Mechanik, der die Geometrie und den zeitlichen Ablauf von Bewegungen ohne Berücksichtigung der Bewegungsursachen behandelt“ (IFTToMM 1991).

Kinematische Kette Aneinanderreihung von starren Körpern (*Gliedern*) die über Gelenke miteinander verbunden sind. Ist jedes Glied an mindestens zwei kinematisch nicht identischen Stellen mit je einem Nachbargelenk beweglich verbunden entsteht eine ringförmige Struktur. Dies wird als *geschlossene kinematische Kette* bezeichnet (IFTToMM 1991).

Manipulator „Maschine ... mit dem Zweck, Gegenstände ... zu greifen und/oder zu bewegen, normalerweise

mit mehreren Freiheitsgraden“ (DIN EN ISO 8373 1996).

Masche Untergruppe von Gliedern einer kinematischen Kette, die ihrerseits eine geschlossene kinematische Kette bilden (IFTtoMM 1991).

Passive Achse Rotatorische oder translatorische Achse einer Kinematik ohne Antrieb; Achskoordinate wird durch den kinematischen Aufbau und den Koordinaten der aktiven Achsen bestimmt.

Pose Position und Ausrichtung des Endeffektors im Raum (DIN EN ISO 8373 1996).

Singularität Verlust oder Hinzugewinn eines oder mehrerer Freiheitsgrade durch 1. gestreckte oder zurückgeklappte Lage von Gliedern oder 2. kollineare Gelenkachsen (Craig 2005).

Tool Centre Point (Bearbeitungs-) Mittelpunkt des Werkzeugs.

Medizinisches Glossar

Soweit nicht anders erwähnt, entnommen aus Pschyrembel (2002).

anterior (*anat.*) vorderer

Atresie (*Embryologie*) Angeborener Verschluss von Hohlorganen oder natürlichen Körperöffnungen.

aural (*Terminologie*) Zum Ohr gehörend

autogen (früher: autolog) (*Terminol.*) Spender und Empfänger von Transplantationsgewebe sind identisch.

basal (*Terminologie*) An der Basis (z. B. des Gehirns) liegend.

Bulla ethmoidalis (*anat.*) Besonders große vordere Siebbeinzelle.

Cellulae ethmoidales (*anat.*) Siebbeinzellen: luftgefüllte, mit Schleimhaut ausgekleidete Hohlräume im Siebbein.

Choana (*anat.*) hintere Öffnungen der Nasenhöhle in den Nasenrachenraum.

cholesteatoma (*Pathologie*) chronische Knocheneiterung

Chordektomie (*HNO*) Partielle oder totale Entfernung einer Stimmlippe bei Stimmlippenkarzinom nach Laryngotomie oder endolaryngeal mit Hilfe der Mikrolaryngoskopie und CO₂-Laser.

Concha nasalis (*anat.*) Nasenmuschel

dorsal (*anat.*) Zum Rücken gehörig, nach dem Rücken hin liegend, rückseitig. Gegensatz: ventral.

Drainage (*allg. Chirurgie*) Therapeutische Ableitung von Flüssigkeitsansammlungen.

Ektomie (*allg. Chirurgie*) Totale operative Entfernung eines Organs

Empyem (*Pathologie*) Eiteransammlung.

End-, Endo- (*Terminologie*) innen

Epipharynx (*anat.*) Nasale Anteil des Rachens.

Epitympanon (*anat.*) Teil des Mittelohrs, enthält die Gehörknöchelchen Hammer, Amboss u. Steigbügel. Synonyme: Attikus, Recessus epitympanicus, Paukenkuppel.

Glandulae oris (*anat.*) Kopfspeicheldrüsen, bestehend aus den *großen* (Ohr-Gl. *parotidea*, Unterzungenspeicheldrüse *Gl. sublingualis* und Unterkieferspeicheldrüse *Gl. submandibularis*) und *kleinen* Kopfspeicheldrüsen.

Glandula parotidea (*anat.*) Ohrspeicheldrüse

Glandula sublingualis (*anat.*) Unterzungenspeicheldrüse

Glandula submandibularis (*anat.*) Unterkieferspeicheldrüse

Glottis (*anat.*) Kehlkopffinnenraum

Hämatom (*Traumatologie*) Durch Trauma, nach operativen Eingriff oder bei Gerinnungsstörungen auch spontan entstandene Blutansammlung im Gewebe oder in einer Körperhöhle.

Hyperplasie (*Pathologie*) Vergrößerung eines Gewebes oder Organs durch Zunahme der Zellzahl bei unveränderter Zellgröße. Verursacht z.B. durch eine vermehrte funktionelle Belastung oder hormonalen Stimulation. Reversibel nach Wegfall des Stimulus.

Hypopharynx (*anat.*) Unterster Bereich des Pharynx.

Indikation (Ind.) (*Allgemeinmedizin*) Heilanzeige: Grund zur Anwendung eines bestimmten diagnostischen oder therapeutischen Verfahrens in einem Erkrankungsfall.

indiziert (*Terminologie*) angezeigt

- Infundibulum ethmoidale** (*anat.*) Hinteres trichterförmiges Ende des mittleren Nasengangs, an dessen Grund sich der Zugang zur Kieferhöhle befindet.
- Inzision** (*allg. Chirurgie*) Einschnitt
- itis** (*Terminologie*) Entzündung.
- kaudal** (*Terminologie*) Fußwärts, abwärts liegend.
- kranial** (*Terminologie*) Zum Kopf gehörend, kopfwärts, scheidelwärts.
- kutan** (*anat.*) zur Haut gehörig
- Larynx** (*anat.*) Kehlkopf
- Lamina papyracea** (*anat.*) Papierdünne Knochenlamelle die das Siebbeinlabyrinth begrenzt. chordektomie
- lateral** (*Terminologie*) Seitlich, seitwärts gelegen; Gegensatz: medial.
- Lobulus** (*anat.*) Ohr läppchen
- Mastoid** (*anat.*) Warzenfortsatz des Schläfenbeins, hinter dem äußeren Gehörgang. Kurzbezeichnung für *Processus mastoideus*.
- Meatus** (*anat.*) Gang
- medial** (*Terminologie*) Nach der Mittelebene des Körpers zu gelegen, mittelwärts, einwärts; Gegensatz zu lateral.
- Membrana tympanica** (*anat.*) Trommelfell.
- Mykose** (*Mykologie*) Infektionskrankheiten verursacht durch Pilzbefall.
- Myring-** (*anat.*) Vorsilbe; auf das Trommelfell beziehend.
- Nasennebenhöhlen** (*anat.*) Luftgefüllte, mit Schleimhaut ausgekleidete Räume, die mit der Nasenhöhle in Verbindung stehen. Einteilung in: Kieferhöhle (Sinus maxillaris), Stirnhöhle (Sinus frontalis), Keilbeinhöhle (Sinus sphenoidalis) und Siebbeinzellen (Cellulae ethmoidales).
- Ödem** (*Pathologie*) Schmerzlose, nicht gerötete Schwellungen infolge Ansammlung wässriger Flüssigkeit in den Gewebespalten.
- Os ethmoidale** (*anat.*) Siebbein
- Os lacrimale** (*anat.*) Tränenbein
- Ossicula auditus** (*anat.*) Gehörknöchelchen bestehend aus Hammer (Malleus), Amboss (Incus), Steigbügel (Stapes).
- Ossikel** (*anat.*) Gehörknöchelchen
- Orbita** (*anat.*) Augenhöhle; Bezeichnung für den Augapfel, seine Hilfsorgane und den orbitalen Fettkörper.
- Pan-** (*Terminologie*) Wortteil mit der Bedeutung ganz, vollständig.
- Parazentese** (*HNO*) Inzision des Trommelfells im hinteren oder vorderen unteren Quadranten
- Parotis** (*anat.*) Ohrspeicheldrüse *Glandula parotidea*
- Punktion** (*Allgemeinmedizin*) Einstich in ein (Blut-) Gefäß, Körperhöhlraum, Organ oder Tumor.
- Pharynx** (*anat.*) Rachen, Schlund
- plastik, -plastie** (*Terminologie*) Wiederherstellung, Bildnerkunst
- Polyp** (*Pathologie*) Schleimhautvorwölbung.
- posterior** (*anat.*) hinterer
- Processus** (*Terminologie*) Fortsatz.
- Processus frontalis maxillae** (*anat.*) Stirnfortsatz des Oberkiefers.
- Ranula** (*HNO*) Retentionszyste der Unterzungendrüse (*Glandula sublingualis*) mit Auftreiben des Mundbodens.
- Resektion** (*allg. Chirurgie*) Operative Entfernung von (kranken) Organteilen.
- Retro-** (*Terminologie*) zurück, hinter
- Rhinitis** (*HNO*) Oberflächlicher Katarrh der Nasenschleimhaut.

- Saccus lacrimalis** (*anat.*) Tränensack
- Septum** (*anat.*) Scheidewand
- Septum nasi** (*anat.*) Nasenscheidewand mit einem knöchernen, knorpeligen und häutigem Anteil.
- Sinus** (*Terminologie*) Vertiefung, Höhle, auch für geschlossene Kanäle und lufthaltigen Räumen in Knochen
- Sinus frontalis** (*anat.*) Nasennebenhöhle: Stirnhöhle.
- Sinus maxillaris** (*anat.*) Nasennebenhöhle: Oberkieferhöhle.
- Sinus sphenoidalis** (*anat.*) Nasennebenhöhle: Keilbeinhöhle.
- Sinusitis** (*HNO*) Akute oder chronische eitrige Entzündung der Nasennebenhöhlen.
- Sinuskopie** (*HNO*) Endoskopische Untersuchung der Nasennebenhöhlen.
- Spekulum** (*Allgemeinmedizin*) trichter-, rinnen-, spatel- oder röhrenförmiges Instrument zur Einführung in natürliche Körperöffnungen für medizinische Untersuchungen, z. B. Nasen-, Ohren-, Mund-, Scheiden-, Mastdarmspekulum.
- Stapes** (*anat.*) Steigbügel
- Stenose** (*Pathologie*) Verengung
- Submandibulargang** (*anat.*) Ausführungsgang der Unterkieferspeicheldrüse.
- tom, -tomie** (*Terminologie*) Wortteil mit der Bedeutung Schnitt, Abschnitt.
- Trachea** (*anat.*) Luftröhre
- Tragus** (*anat.*) Knorpelige Erhebung vor dem Gehörgang.
- Trans-** (*Terminologie*) hinüber, hindurch
- transkutan** (*Terminologie*) Durch die Haut hindurch. Synonyme: perkutan, transdermal.
- Trauma** (*Traumatologie*) Akut durch äußere Einflüsse (mechanisch, thermisch, chemisch, strahlenbedingt) entstandener körperlicher Schaden mit Zerstörung von Gewebestrukturen oder Funktionsstörung.
- Trokar** (*Allg. Chirurgie*) In einer Hülse steckender, runder, konisch zulaufender Dorn aus Stahl.
- Tumor** (*Pathologie*) Geschwulst.
- Tympanoplastik** (*HNO*) Operatives Verfahren zur Beseitigung von Defekten des Trommelfells oder der Gehörknöchelchenkette oder zur Wiederherstellung der Schallleitung zum Innenohr.
- Tympanum** (*anat.*) Paukenhöhle
- ventral** (*anat.*) Bauchwärts, nach vorn gelegen, zum Bauch gehörend. Gegensatz: dorsal.
- Zyste** (*Pathologie*) Durch eine Kapsel abgeschlossener sackartiger Tumor mit dünn- oder dickflüssigem Inhalt.

1 Einleitung

Zahlreiche operative Eingriffe in der Hals-, Nasen-, Ohren- (HNO-) Chirurgie sind gekennzeichnet durch kleine Strukturen bei gleichzeitig langen und/oder engen Zugängen (Strauß u. a. 2008). Der Einsatz chirurgischer Optiken erleichtern dem Arzt das Erkennen der anatomischen Details, die oft geringe Gewebekontraste aufweisen. Verbreitete optische Hilfsmittel im Operationssaal sind das Endoskop und vor allem das weit entwickelte Operationsmikroskop, welches heute auch der Maßstab für Bildgüte und Ergonomie bei oberflächlichen und mittelgradig tiefen Operationsgebieten ist.

Vorteile dieser optischen Hilfsmittel werden jedoch durch Nachteile geschmälert. Die dreidimensionale Sicht mit der Lupenbrille wird durch eine feste Brennweite erkauft, nach der sich der Chirurg richten muss. Das starre Endoskop erlaubt ein tiefes Eindringen auch in schmale Körperöffnungen. Dabei wird chirurgischen Instrumenten der Zugang zum Operationsgebiet behindert. Außerdem führt eine kurze Brennweite zu häufiger Kontamination der Objektivlinse mit Blut und Gewebe. Dies tritt bei Operationsmikroskopen praktisch nicht auf durch deren lange Brennweite. Statt dessen beansprucht es eine große Stellfläche im Operationssaal sowie im chirurgischen Arbeitskorridor (Strauß u. a. 2008).

Diese Lücke zwischen Endoskop und Operationsmikroskop soll nun das VITOM System von Karl Storz GmbH & Co. KG, Tuttlingen, Deutschland, füllen. Befestigt mit einem Gelenkarm an der Schiene des Operationstisches und einem Durchmesser von 8 mm nimmt es mit seiner Stabform einen minimalen Bereich des chirurgischen Arbeitskorridors ein. Gleichzeitig ist eine Verschmutzung der Objektivlinse nahezu ausgeschlossen durch eine einstellbare Brennweite im Bereich von 200 mm. Ist eine Videoendoskopkette (Endoskopkamera, Bildverarbeitungskette, Monitor zur Anzeige des Endoskopbildes) bereits vorhanden, kann diese zusammen mit dem VITOM verwendet werden, so dass sich die Anschaffungs- und Wartungskosten minimal sind. Gleichzeitig ist die Bildqualität beim Einsatz einer HD-Videoendoskopkette dem hochentwickeltesten Operationsmikroskop nahezu gleichwertig (Strauß u. a. 2008).

Eine Schwachstelle des Systems stellt die Befestigung des VITOM Systems über einen Gelenkarm an der Schiene des Operationstisches dar. Sie lässt den Komfort eines automatisierten Operationsmikroskop, wie die motorisierte Feineinstellung von Fokus und Vergrößerung, vermissen.

Zielsetzung dieser Arbeit war es, ein Manipulatorsystem zu entwickeln, welches eine motorisierte Positionierung des passiv gehaltenen VITOM Systems ermöglicht. Die von einem Manipulator geführte Einheit aus Optik und Endoskopkamera kann durch den Chirurgen mittels einer Bedieneinheit auf das Operationsgebiet ausgerichtet werden und ermöglicht dadurch einen Bedienkomfort des VITOMS ähnlich dem eines automatisierten OP-Mikroskops.

2 Problemstellung

2.1 Medizinische Problemstellung

Im Folgenden wird die medizinische Problemstellung für den Einsatz von Operationsmikroskope, starre Endoskope und des VITOM-Systems in der HNO-Chirurgie erläutert. Der Grund hierfür ist die chirurgisch-einsatztechnische Stellung des VITOM-Systems zwischen Mikroskop und starrem Endoskop platziert ist (Strauß u. a. 2008). Zu Beginn jedes Abschnitts werden jeweils allgemeine Informationen zu den Visualisierungshilfen einschließlich deren chirurgischer Einsatz aufgeführt. Den Hauptteil bildet dann jeweils die Beschreibung der chirurgischen Eingriffe, welche unter Einsatz der jeweiligen Visualisierungshilfe durchgeführt werden.

2.1.1 HNO-chirurgische Eingriffe unter operationsmikroskopischer Sicht

Das moderne Operationsmikroskop ist nach Strauß u. a. (2008) der Standard in Bildgüte und Ergonomie für oberflächliche und mittelgradig tiefe Operationsgebiete. Im Allgemeinen blickt der Chirurg durch die Okulare auf das Operationsgebiet während er die Instrumente nur mit eingeschränktem Überblick über das weitere Operationsumfeld führt. Eine einstellbare Vergrößerung zwischen ein- bis 40fach und einer einstellbaren Brennweite von 200 mm bis 400 mm erlaubt dem HNO-Chirurgen ein kollisions- und behinderungsarmes Arbeiten mit geringer Verschmutzung der Objektivlinse mit Blut. Binokulares Sehen unterstützt das Erkennen von Abständen und hilft beim gezielten Führen der chirurgischen Instrumente. Ausreichende Helligkeit in engen, tiefen Zugängen wird durch eine zum Objektiv koaxiale Beleuchtungsführung erreicht. Die Positionierung und Ausrichtung erfolgt entweder durch händisches oder motorisiertes Bewegen des stativbefestigten Mikroskops. Abhängig von weitergehender Ausstattung wie motorisierter Fokus- und Vergrößerungseinstellung, motorisierte Stativachsen oder einstellbare Okularabstände kann die Ergonomie sehr gut sein

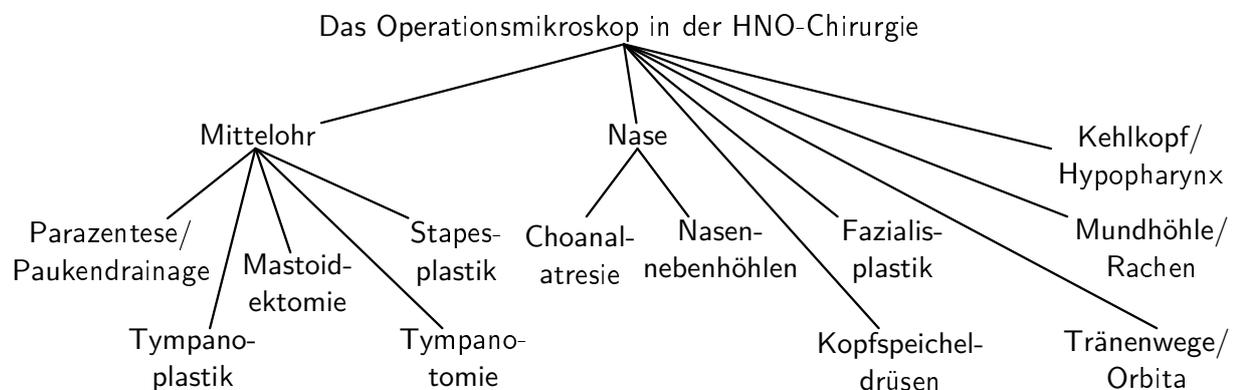


Bild 2.1: Einsatzgebiete des Operationsmikroskops in der HNO-Chirurgie.

(Strauß u. a. 2008). Reiß (2009) und Theissing u. a. (2006) führen die in Bild 2.1 dargestellten Operationsgebiete auf, in denen das Operationsmikroskop in der HNO-Chirurgie zum Einsatz kommt. In erster Näherung kann gesagt werden, dass die Bedeutung des Operationsmikroskop von links nach rechts abnimmt. Nachfolgend werden Einsatzgebiete näher dargestellt.

Mittelohr

Die Mittelohrchirurgie wird heute nach Strauß u. a. (2008) nahezu ausnahmslos mit dem Mikroskop durchgeführt. Im Folgenden werden fünf Standardtherapieverfahren aus dem HNO-Gebiet beschrieben (Reiß 2009, Kap. 21.5.1):

Parazentese (Trommelfellschnitt) und Paukendrainage hat das Ziel, dass Sekret aus dem Mittelohr abfließen beziehungsweise abgesaugt werden kann. Ursache der Sekretbildung sind vorwiegend Entzündungen von anatomischen Strukturen des Mittelohres. Der Eingriff zählt zu den häufigsten HNO-ärztlichen Operationen.

Tympanoplastik allgemein hat eine Hörverbesserung zum Ziel durch die Beseitigung von Defekten des Trommelfells (*Membrana tympanica*) oder der Gehörknöchelchenkette (*Ossicula Auditus, Ossikel*) (Theissing u. a. 2006, Kap. 18). Nach WULLSTEIN werden 5 Typen (I-V) unterschieden, wobei Reiß (2009, Kap. 21.5.1) den Typen I–III praktische Bedeutung zumisst:

Typ I: Myringoplastik zum Verschließen von Trommelfeldefekten mit Kontrolle der Gehörknöchelchenkette. Dies erfolgt durch das Unterlegen und fixieren eines patienteneigenen (*autogenen*) Implantats unter das Trommelfell. (Die Vorteile der beschriebene *Underlay*-Technik überwiegen den größeren Aufwand im Vergleich zur *Onlay*-Technik (Reiß 2009, Kap. 21.5.1)) Nach dem Umschneiden und Anfrischen des Defektes unter dem Mikroskop wird ein *tympanomeataler Lappen* markiert und gebildet, der einen Einstieg in die Pauke mit den Gehörknöchelchen erlaubt. Die Gehörgangshaut wird mit einem geraden runden Messer so eingeschnitten, dass ein trapezartiger Lappen entsteht, der vorsichtig unter Knochenkontakt abgelöst wird. Nach dem Unterfüttern des Trommelfells mit einem geeigneten Transplantat wird der tympanomeatale Lappen wieder adaptiert und mit einer Silikonfolie stabilisiert. Die Myringoplastik, und damit auch der intensive Einsatz des Operationsmikroskop, bilden Grundlage für die weiteren Typen der Tympanoplastik.

Typ II: Es liegt ein Amboss- oder Hammerkopffdefekt bei intaktem Steigbügel (Stapes) vor. Der Defekt wird mittels eines medizinischen, noch plastischen Zement überbrückt, (Theissing u. a. 2006, Kap. 18) also der Steigbügel direkt mit dem Trommelfell verbunden. Die übrigen Operationsschritte sind entsprechend der Myringoplastik.

Typ IIIA: Die Gehörknöchelchenkette ist unterbrochen, wobei der Steigbügel noch intakt ist. Nach Eröffnung der Paukenhöhle entsprechend der Myringoplastik wird der Hammer und Amboss durch eine Prothese ersetzt. Entsprechend der teilweisen Ersetzung der Kette mit einer Prothese wird dieses Verfahren auch als PARTIAL OSSICULAR REPLACEMENT PROSTHESIS (PORP) genannt.

Typ IIIB: Im Unterschied zum Typ IIIA ist hier auch der Steigbügel defekt, beziehungsweise nur noch die Fußplatte des Stapes vorhanden. Somit muss dieser auch, und damit die gesamte Kette, ersetzt werden. Dementsprechend wird dieser Eingriff auch TOTAL OSSICULAR REPLACEMENT PROSTHESIS (TORP) genannt.

Tympanotomie ist die schonende Eröffnung des Mittelohres, auch für diagnostische Zwecke. Dies erfolgt durch Bildung eines tympanomeatalen Lappens (siehe Myringoplastik) unter mikroskopischer Sicht.

Mastoidektomie stellt das Ausräumen der Mastoidzellen mit einem Fräser dar, ohne dass der Gehörgang oder die Paukenhöhle berührt werden. Dies ist erforderlich bei Vorliegen einer Entzündung der Schleimhaut des Warzenfortsatzes (*Mastoiditis*). Der *Mastoid* ist eine poröse Knochenstruktur hinter dem Mittelohr, mit Übergreif auf den Knochen (Psyhyrembel 2002). Zusätzlich bietet sich an, die Belüftungswege der Paukenkuppel (*Epitympanon*) zu kontrollieren und gegebenenfalls zu verbessern.

Radikale Mastoidektomie ist indiziert bei einer Knocheneiterung (*Cholesteatom*) im Mastoid. Im Rahmen einer Mastoidektomie wird auch die hintere und obere Gehörgangswand entfernt sowie die Paukenhöhle unter Bildung eines tympanomeatalen Lappens eröffnet. Nach dem eigentlichen Ausräumen des Mastoids und der Präparation der umliegenden Strukturen erfolgt eine Tympanoplastik Typ III und der Verschluss der entstandenen Höhle.

Stapesplastik hat das Ziel eine Schalleitungsschwerhörigkeit durch Einsatz einer Stapesprothese zu verbessern. Mittels einer mikroskopischen Tympanotomie erfolgt der Zugang zum Stapes. Nach dessen Entfernung und Einsatz der Prothese wird letztere auf der Stapesfußplatte mit autogenem Bindegewebe fixiert. Bei ausreichender Beweglichkeit der Kette wird der tympanomeatale Lappen, gebildet während der Tympanotomie, wieder zurückgelagert.

Nase

Die Eröffnung eines knöchernen Verschlusses (*Choanalatresie*) zwischen Nasengang (*Meatus nasi*) und Nasen-Rachen-Raum (*Epipharynx*) erfolgt häufig unter mikroskopischer Sicht. Eine angeborene einseitige Choanalatresie wird nach Reiß (2009, Kap. 21.5.3) in der Regel ab dem 3. Lebensjahr bis zum Schulalter behandelt, eine Doppelseitige innerhalb der ersten Lebensstage soweit es der Allgemeinzustand des Neugeborenen zulässt. Allgemein wird zunächst der Übergang vom Nasenboden zur Nasenscheidewand (*Septum nasi*) dargestellt, die Schleimhaut inzidiert und abgeschoben. Für die folgende Eröffnung der Atresieplatte mit einem Diamantbohrer wird in den Nasenrachen ein Tupfer eingelegt. Nach der Erweiterung der geschaffenen Öffnung mit einem Diamantbohrer oder einer Stanze wird die Schleimhaut zurückgelagert (Theissing u. a. 2006, Kap. 6).

In der Nasennebenhöhlechirurgie stellt das Mikroskop nach Reiß (2009, Kap. 21.5.4) eine Ergänzung des starren Endoskops beziehungsweise des direkten Blickes dar. Eine endonasale Siebbeinoperation unter mikroskopischer Sicht ist bei nahezu allen unkomplizierten entzündlichen Erkrankungen des Siebbeins (*Os ethmoidales*) und als Zugang zu anderen Strukturen wie Kieferhöhle oder Stirnhöhle indiziert (Reiß 2009, Kap. 21.5.4). Ein selbsthaltendes Spekulum spreizt die mittlere Nasenmuschel (*Concha nasalis*) ab und erlaubt einen mikroskopischen Blick auf das Siebbein (genauer: dem *Processus uncinatus ossis ethmoidalis*). Das Ausräumen des Siebbeinzellsystems (*Cellulae ethmoidales*) erfolgt mittels Doppellöffelzange und scharfem Löffel.

Kopfspeicheldrüsen

Chirurgische Eingriffe an den Kopfspeicheldrüsen (*Glandulae oris*) können nach Reiß (2009, Kap. 21.5.7) in der Regel mit bloßem Auge durchgeführt werden. Ein Operationsmikroskop wird speziell bei der Chirurgie von Tumoren zum Erhalt und zur Rekonstruktion von Nervenbahnen empfohlen. Theissing u. a. (2006, Kap. 13) führt das Mikroskop jedoch für nahezu alle beschriebenen Eingriffe als notwendiges Instrument auf, wie die Schlitzung des Submandibularganges, dem Ausführungsgang der Unterkieferspeicheldrüse (*Glandula submandibularis*). Sie ist indiziert bei Verengungen (*Stenose*) verursacht durch Steinbildung und Entzündung der Speicheldrüse oder wenn eine Darstellung beziehungsweise Eröffnung des Ganges bei anderen Eingriffen notwendig wird. Der Chirurg führt unter mikroskopischer Sicht eine Schneide einer Knopfschere in die Mündung des Speichelganges unter der Zunge ein und durchtrennt das dazwischenliegende Gewebe bis zur Stenose. Ein Speichelgangstein kann anschließend mit einem Häkchen herausgeschoben werden. Bei Vorliegen eines gut- oder bösartigen Tumors der Ohrspeicheldrüse (*Parotis, Glandula parotidea*) oder drüsennahem Gewebe sowie bei chronischer Ohrspeicheldrüsenentzündung (*Parotitis*) ist eine Entfernung der Parotis (*Parotidektomie*) indiziert. Abhängig von der Schwere der Erkrankung und Lage des betroffenen Gewebes gibt es unterschiedliche Ausprägungen des Eingriffs (Reiß 2009, Kap. 21.5.7). Für alle sieht Theissing u. a. (2006, Kap. 13) den Einsatz eines Operationsmikroskops vor. Die *partielle Parotidektomie* wird durchgeführt bei singulären Tumoren im kaudalen Anteil der Drüse, wobei nur ein Teil der Drüse entfernt wird. Zur Darstellung des Tumors wird ein S-förmiger Hautschnitt vom *Tragus* um das Ohrläppchen (*Lobulus*) und dem Mastoid dem Unterkiefer abwärts folgend durchgeführt. Der anschließend von der Drüse isolierte Hauptlappen wird schrittweise angehoben und mit Haltenähten nach vorne fixiert. Im Gegensatz zu den übrigen Verfahren werden hier nur Teile des Gesichtsnerves (*Nervus Fazialis*) in der Umgebung der Parotis präpariert. Die *laterale Parotidektomie* ist indiziert bei gutartigen Tumoren im lateral zum Fazialisfächers gelegenen Anteil der Parotis. Im Zuge des Eingriffes wird eben dieser laterale Anteil der Parotis resiziert. Nach Reiß (2009, Kap. 21.5.7) gilt die laterale Parotidektomie als Standardeingriff für viele gutartige Tumore. Eine vollständige Darstellung des Fazialishauptstammes mit den peripheren Ästen ist Voraussetzung. Bei der *subtotalen Parotidektomie* werden zusätzlich zur lateralen Parotidektomie auch medial zum Fazialis liegende Drüsenanteile entfernt wenn es sich um einen gutartigen Tumor handelt. Es verbleiben Teile der Drüse. Liegt ein bösartiger Tumor ohne Infiltration von Nerven vor ist eine *totale Parotidektomie* indiziert, also die vollständige Entfernung der Parotisdrüse. Bei einer zusätzlichen Infiltration von Nerven durch den bösartigen Tumor wird die *radikale Parotidektomie* durchgeführt. Neben dem eigentlichen Drüsengewebe werden auch Teile der umgebenden muskulären Strukturen und des Fazialisnerves entfernt. Der Eingriff kann mit einer Neck Dissection und einer Fazialisrekonstruktion kombiniert werden.

Fazialisplastik

Die Parotidektomie birgt stets die Gefahr einer Verletzung des Fazialisnerves in sich (Reiß 2009, Kap. 21.5.7). Dies führt zu einer (Teil-)Lähmung des Gesichtes mit einseitig unvollständigem Lidschluss, Herabhängen des Unterlids, herabhängenden Mundwinkel und Unterlippe, sowie andere. Die Symptome der Gesichtslähmung können durch Rehabilitation des Fazialisnerves gelindert, nicht jedoch vollständig beseitigt werden. Hierzu gibt es

unterschiedliche mikroskopunterstützte Verfahren. Die Methode erster Wahl ist nach Reiß (2009, Kap. 21.5.2) eine End-zu-End-Naht des geschädigten Fazialisnerves beziehungsweise -ast. Hierzu wird nach Mobilisierung des Nervs und dem Anfrischen der Nervenenden die beiden Stümpfe mit Einzelknopfnähten adaptiert. Kann die Adaption nicht spannungsfrei erfolgen, wird eine *Nerveninterposition* durchgeführt, also das Einsetzen eines autogenen Transplantats. Reiß (2009, Kap. 21.5.2) beschreibt noch weitere Verfahren der Fazialisplastik, insbesondere die Kopplung des Fazialis mit anderen Nerven, wie zum Beispiel dem gesunden Gegenast des Fazialis, so dass eine Verbesserung der Gesichtslähmung eintritt. Kann eine Nervenplastik nicht mehr durchgeführt werden, z. B. weil die Schädigung zu lange zurückliegt oder in Folge einer ausgedehnten Tumorresektion, werden auch *statische Zügelplastiken* durchgeführt (Reiß 2009, Kap. 21.5.2). Beeinträchtigte Gesichtspartien werden hierbei mit körpereigenen oder -fremdem Gewebe am Jochbogen befestigt. Diese Methode führt zu funktionell und ästhetisch schlechteren Ergebnissen als die Nervenplastik.

Tränenwege, Orbita

Liegt eine Störung des Tränenabflusses aus dem Tränensack in die Nasenhaupthöhle vor, verursacht durch einen Verschluss der Tränenwege oder einer akuten Eiteransammlung im Tränensack (*Tränensackempyem*), muss der Tränensack eröffnet werden. Hierfür nennt Reiß (2009, Kap. 21.5.5) neben dem transkutanen Vorgehen nach TOTI das endonasale Vorgehen nach WEST. Hierbei werden unter mikroskopischer Sicht Teile des *Processus frontalis maxillae* und *Os lacrimale* von der Schleimhaut befreit und mit dem Diamantbohrer abgetragen. Anschließend kann der Tränensack dargestellt werden unter Abtragung dessen medialer Wand mit dem Sichelmesser oder einer schneidenden Stanze.

Im Bereich des Augapfels und seinen Hilfsorganen (*Orbita*) sind von Reiß (2009, Kap. 21.5.5) zwei Eingriffe explizit als mikroskopisch unterstützt beschrieben: Schaffung eines Zuganges zur Augenhöhle und die Dekompression des Sehnervs. Bei Vorliegen von abgegrenzten Tumoren im Bereich der Orbita, des Sehnervs (*Nervus Opticus*) und der Tränendrüse ermöglicht die *laterale Orbitotomie* einen seitlichen Zugang zum erkrankten Gebiet. Nach Inzision und Abheben des *Musculus temporalis* (Muskel an der Seitenfläche des Schädels zum Kieferschluss und zur Kieferrückführung (Pschyrembel 2002)) wird die laterale Orbitaspange durch einen V-förmigen Knochenschnitt entnommen. Die intraorbitale Präparation des *Musculus rectus lateralis* (ermöglicht die Drehung des Augapfels Richtung Schläfe) erfolgt unter mikroskopischer Sicht (Reiß 2009, Kap. 21.5.5). Ist das Auftreten einer Sehverschlechterung auf eine Kompression des Sehnervs zurückzuführen (verursacht z. B. durch ein Ödem oder ein Hämatom) ist eine operative Dekompression durchzuführen (Reiß 2009, Kap. 21.5.5). Zum Entlasten des Sehnervs werden mediale Anteile des Sehnervenkanal entfernt. Der Zugang erfolgt unter mikroskopischer Kontrolle über das ausgeräumte Siebbein mit anschließender Fensterung der Keilbeinhöhle (siehe *endonasale Siebbeinoperation*) und weiter über dorsale Anteile des *Lamina papyracea* hin zum Sehnervenkanal. Durch Abtragen des medialen Sehnervenkanals mit einer gegebenenfalls Schlitzzug wird der Druck vom Sehnerv genommen. Abschließend erfolgt eine Abdeckung des eröffneten Sehnervenkanal mit autologem Transplantat.

Kehlkopf, Hypopharynx

Eingriffe am Kehlkopf (*Larynx*) erfolgen in zwei grundsätzlich unterschiedlichen Weisen: transoral-endolaryngeal, weiter unterschieden in indirekt und direkt, und von außen durch die Haut (*transkutan*) (Reiß 2009, Kap. 21.5.8). Ein indirekter endolaryngealer Zugang ist gekennzeichnet durch einen umgelenkten Blick in den Kehlkopf (Lupenlaryngoskop mit 90°-Blick, direkter oder mikroskopisch unterstützter Blick umgelenkt durch einen Spiegel) (Theissing u. a. 2006, Kap. 10). Dieser Zugang unter Lokalanästhesie ist indiziert bei Probenentnahme, Fremdkörperentfernung oder wenn eine Allgemeinanästhesie nicht möglich (fehlende Narkosefähigkeit) oder gewünscht (intraoperative Stimmkontrolle) ist. Der direkte endolaryngeale Zugang ist durch die Möglichkeit eines geraden Blickes auf den Kehlkopf gekennzeichnet und indiziert bei Probenentnahmen, Narbenresektion, Abklärung von Tumorausdehnung und -resektion im Larynx und Hypopharynx sowie der Abtragung von Neubildungen wie beispielsweise Polypen (Reiß 2009, Kap. 21.5.8). Hierzu wird ein Laryngoskopierrohr in den Kehlkopf des anästhesierten Patienten eingeführt und am Operationstisch befestigt (Mikrolaryngoskopie nach KLEINSASSER). Unter stereoskopischer mikroskopischer Sicht durch das Laryngoskopierrohr können feine Manipulationen beidhändig durchgeführt werden. Als Beispiel für ein mikroskopunterstützter transkutaner Eingriff in den Kehlkopf ist die Resektion einer Stimmlippe (*Chordektomie*) bei Indikation eines Stimmbandkarzinoms. Während die Eröffnung des Larynx in der *Thyreotomie* ohne optische Hilfsmittel durchgeführt wird, erfolgt die eigentliche Tumorsektion unter mikroskopischer Sicht (Reiß 2009, Kap. 21.5.8). Bei Vorliegen einer doppelseitigen Stimmlippenlähmung mit erschwelter Atemtätigkeit ist eine mikrolaryngoskopische Glottiserweiterung indiziert. Hierbei wird das Volumen der Stimmlippen verkleinert um eine Verbesserung der Atmung zu erreichen. Wie bereits bei dem endolaryngealen Zugang beschrieben wird entweder ein Stützlarngoskop in Verbindung mit einem Mikroskop und eingekoppelten CO₂-Laser für den Eingriff verwendet (Reiß 2009, Kap. 21.5.8). Gut- und bösartige Karzinome in der Glottis und dem Hypopharynx werden nach Reiß (2009, Kap. 21.5.8) in Europa häufig mittels transoraler Laserchirurgie entfernt. Auch hier wird ein CO₂-Laser in ein Mikroskop eingekoppelt und durch ein Stützlarngoskop zum Operationsgebiet geleitet. Ein weiteres Beispiel für die mikroskopische Laserchirurgie ist die transorale Durchtrennung der Schwellung eines ZENKER- oder Hypopharynxdivertikel. Das ZENKER-Divertikel ist eine Aussackung der Schleimhaut und der darunter liegenden Schichten an der unteren Hypopharynxhinterwand (Reiß 2009, Kap. 6.5.5).

Mundhöhle, Rachen

Chirurgische Behandlungen von raumfordernden Veränderungen in der Mundhöhle und dem Rachen (*Pharynx*) können nach Reiß (2009, Kap. 21.5.6) durch ein Operationsmikroskop unterstützt werden. Im Speziellen werden folgende Beispiele genannt:

- Teilweise *Entfernung der Gaumenmandeln* bei Kindern die durch Vergrößerung zu Beschwerden (Atemungsbehinderung, Atemnot im Schlaf) führen.
- Die Eröffnung einer *Ranula*, eine Zyste unter der Zunge verursacht durch den Verschluss des Ausführungsganges der Unterzungendrüse (Pschyrembel 2002), während ihrer Entfernung.

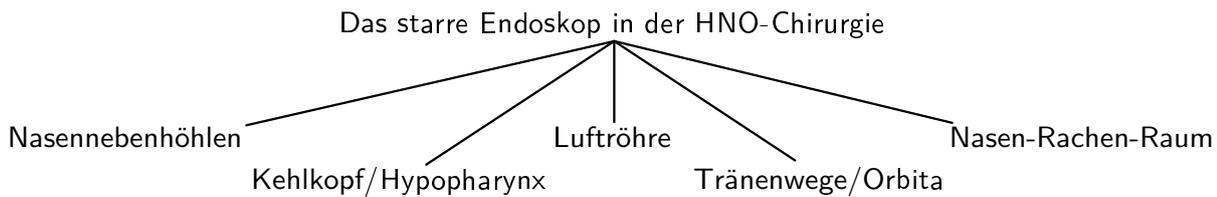


Bild 2.2: Einsatzgebiete des starren Endoskops in der HNO-Chirurgie.

- Zur oberflächlichen Abtragung bei Vorliegen einer *Hyperplasie der Zungengrundtonsille* wird der Laserstrahl über ein Operationsmikroskop eingespiegelt. Ein defokussierter Laserstrahl kann hier auch zur Blutungsstillung eingesetzt werden.
- *Gutartige Tumore der Mundhöhle und des Pharynx* können, wie auch die Hyperplasie der Zungengrundtonsille, mit einem in ein Mikroskop eingekoppelten Laserstrahl behandelt werden.

2.1.2 HNO-chirurgische Eingriffe unter endoskopischer Sicht

Während die Erfindung der Endoskopie auf BOZZINI im Jahr 1806 zurückgeht (Reuter 2006), hielt sie erst mit der HOPKINS-Staboptik (1967) Einzug in die HNO-Chirurgie. Dies führte zu grundlegenden Veränderungen insbesondere im Bereich der Nasennebenhöhlen (Functional Endoscopic Sinus Surgery, FESS) und der endolaryngealen Chirurgie. Der große Vorteil der Endoskopie für die HNO-Chirurgie ist bei der Miniaturisierung, geringen Traumatisierung und guten Visualisierung in tiefen Körperhöhlen zu finden (Strauß u. a. 2008). Grundsätzlich kann zwischen starren und flexiblen Endoskopen unterschieden werden. Während sich flexible, schlauchartige, Endoskope dem Körper durch Biegung in gewissen Grenzen anpassen können, besteht ein starres Endoskop in der Regel aus einem starren Rohr. Alle optischen Komponenten sind in dem Schlauch beziehungsweise Rohr enthalten um Licht zur Beleuchtung des Operationsgebietes in den Körper des Patienten zu leiten und anschließend das Bild aus dem Körperinneren nach außen entweder direkt in das Auge des Chirurgen oder in eine Kamera (Videoendoskopie) zu transportieren (Lueth 2009). Im Weiteren wird ausschließlich auf den Einsatz von starren Endoskopen in der HNO-Chirurgie eingegangen. Hier wird es meist entweder händisch durch den Chirurgen oder einen Assistenten geführt oder mit einem Gelenkarm auf das Operationsgebiet ausgerichtet und dort gehalten. Eine motorisierte Führung des Endoskops ist hier noch nicht der Regelfall. Die Präparation erfolgt abhängig von der Endoskopführung entweder Ein- oder Beidhändig. Nach Reiß (2009) und Theissing u. a. (2006) werden starre Endoskope in den in Bild 2.2 dargestellten Operationsgebieten eingesetzt. Die Bedeutung des starren Endoskops nimmt näherungsweise von links nach rechts ab.

Nasennebenhöhlen

Endonasale endoskopunterstützte Eingriffe werden in den vier Regionen der Nasennebenhöhlen durchgeführt: der Kieferhöhle (*Sinus maxillaris*), den Siebbeinzellen (*Cellulae ethmoidalis*), der Keilbeinhöhle (*Sinus sphenoidalis*) und der Stirnhöhle (*Sinus frontalis*) (Theissing u. a. 2006, Kap. 7). Der prinzipielle Vorgang ist stets die Schaffung eines Zugangs

zu den jeweiligen Nasennebenhöhle entweder durch Einstechen (*Punktion*) oder durch Schaffung einer größerflächigen Öffnung (*Fensterung*), z. B. durch Stanzung, von der Nase aus. Durch die neu geschaffene Öffnung wird die Endoskopoptik und das Instrument in die Nebenhöhle eingeführt (Theissing u. a. 2006, Kap. 7). Liegt ein Verdacht auf einen Pilzbefall (*Mykose*) oder einem Tumor vor oder soll eine Zyste aus der Kieferhöhle entfernt werden wird eine endoskopische Untersuchung (*Sinuskopie*) unter Lokalanästhesie durchgeführt. Vor der Inspektion der Kieferhöhle mittels abgewinkelten Endoskopoptiken (0° - 120°), die auch seitlichen oder rückwärtigen Blick erlauben, wird der Knochen zwischen dem unteren Nasengang und der Kieferhöhle mit einem Trokar unter drehender Bewegung perforiert. Die Entfernung von Polypen wird durch Einsatz einer starren optischen Zange erleichtert. Sie vereint Endoskopoptik und chirurgisches Instrument und erlaubt die Durchführung des Eingriffes über eine einzelne Perforation der Kieferhöhlenwand. Ist keine geeignete optische Zange verfügbar, wird eine zweite Punktion durchgeführt, nun durch die Mundschleimhaut oberhalb der Eckzähne. Es wird die Optik transnasal und das Instrument transoral in die Kieferhöhle eingeführt (Theissing u. a. 2006, Kap. 7). Die Kieferhöhlenfensterung ist indiziert bei einer akuten oder chronischen Kieferhöhlenentzündung (*Sinusitis maxillaris*), Schleimhautzysten (Schleimansammlung) sowie Zysten mit dem Ziel einer verbesserten Belüftung der und Abfluss aus den Kieferhöhlen. Unter endoskopischer Sicht wird das Kieferhöhlenfenster an der Kieferhöhlenfontanelle angelegt. Dies ist ein knochenloser Teil der Wand zwischen Nasenhöhle und Kieferhöhle, befindet sich zwischen der mittleren und unteren Nasenmuschel und besitzt Öffnungen, die eine Verbindung zwischen Nasen- und Kieferhöhle herstellen. Die Nasen- und Kieferschleimhäute an der Fontanelle sind mit Bindegewebe verbunden. Nach dem Eindrücken der Fontanelle wird das so entstandene Fenster mit rückwärts schneidenden Stanzen nach oben, vorne und unten erweitert. Unter Einsatz verschiedener Winkeloptiken kann die Kieferhöhle endonasal eingesehen werden (Theissing u. a. 2006, Kap. 7).

Die Resektion von Siebbeinzellen wird nach Reiß (2009, Kap. 21.5) eingeteilt in eine Teil- (*Infundibulotomie*) und eine Pansinus- (also vollständige) Resektion. Eine Teilresektion der Siebbeinzellen wird bei akuter und chronischer Nasennebenhöhlenentzündung (insbesondere im Bereich der vorderen Siebbeinzellen, Stirn- und Kieferhöhle) sowie bei Schleimzysten durchgeführt. Unter endoskopischer Sicht wird der *Processus uncinatus* von unterhalb der mittleren Nasenmuschel (*Concha nasalis media*) bis zur Öffnung zur Kieferhöhle umschnitten und die Infundibulumwand abgetragen. Verengungen wie Polypen werden entfernt. Eine vorspringende *Bulla ethmoidalis* (besonders große vordere Siebbeinzelle (Pschyrembel 2002)) wird mit einer stumpfen Siebbeinzange eingedrückt, die Wand abgetragen und je nach Anforderung weiter in das Siebbein oder auch die Kieferhöhle weiterverfolgt (Theissing u. a. 2006, Kap. 7). Darüber hinausgehend wird eine endonasale Pansinusoperation erforderlich wenn die Entzündungen Komplikationen in angrenzenden Bereichen (z. B. Orbita, Schädel) hervorrufen, ein Tumor oder eine Fraktur von Siebbein oder Nase vorliegt oder ein Zugang zur Orbita hergestellt werden muss. Hierbei werden die Siebbeinzellen zwischen dem Siebbeindach, dem Dach der Augenhöhle, der *Lamina papyracea* und der mittleren Nasenmuschel ausgeräumt. Die vorderen Siebbeinzellen werden eröffnet wie bei der Siebbeinteilresektion. Durch die so entstandene Öffnung in der *Bulla ethmoidalis* können nun mit Hilfe von Zangen und Stanzen schrittweise die Wände der hinteren Zellen entfernt werden unter Einhaltung der oben genannten Grenzen (Theissing u. a. 2006, Kap. 7).

Im Rahmen einer endonasalen Fensterung der Keilbeinhöhle wird die Keilbeinvorderwand unter endoskopischer Sicht abgetragen und so eine Nebenbucht der Nase geschaffen. Der Eingriff ist indiziert bei Vorliegen einer behandlungsbedürftigen Sinusitis, Komplikationen in der Umgebung des Auges, Verdacht auf Vorliegen eines Tumors oder einer Schleimzyste im Keilbein. Für den Eingriff werden drei mögliche Zugangswege genannt. Beim *transethmoidalen* Zugang wird die Keilbeinhöhlenvorderwand durch ein vollständig ausgeräumtes Siebbein durchstoßen und abgetragen unter Einsatz von Faszangenzangen oder Stanzen (gewinkelt oder Pilzkopf). *Transnasal* wird unter lateralem Abdrängen des hinteren Anteils der mittleren Nasenmuschel die Schleimhaut der Keilbeinvorderwand abgeschoben und die Höhle unter sanftem Druck eröffnet. Ein weiteres Abtragen der Wand erfolgt mit einer Stanze. Der *transseptale* Zugang erfordert die vorübergehende Entnahme der knöchernen Nasenscheidewand (*Septum nasi*) und des Vomers. Über den so geschaffenen Raum wird die Keilbeinvorderwand mit zwei horizontalen Meißelschlägen im Abstand von etwa 1 cm mobilisiert und über zwei dazu senkrechte Schnitte die Knochenplatte entfernt (Theissing u. a. 2006, Kap. 7).

Eingriffe an der Stirnhöhle sollen den Gang zwischen Nasen- und Stirnhöhle erweitern mit dem Ziel der Verbesserung von Belüftung und/oder Ableitung von Flüssigkeiten (*Drainage*) aus der Stirnhöhle. Sie sind indiziert bei chronischer Nasennebenhöhlenentzündung, Schleimzysten und Tumore im Bereich der Stirnhöhle sowie vermehrtes Knochenwachstum der vorderen Siebbeinzellen. Nach DRAF werden die Typen 1–3 der Stirnhöhlendrainage beschrieben (Theissing u. a. (2006, Kap. 7), Draf (1991)):

Typ 1 Der *Recessus frontalis*, vorderster und oberster Anteil des vorderen Siebbeins mit Verbindung zur Stirnhöhle, ist nur unkompliziert verengt. Zu dessen Darstellung wird der *Processus uncinatus* und gegebenenfalls die *Bulla ethmoidalis* abgetragen (siehe Siebbeinresektion). Weichteilgewebe oder Narben die den Eingang zur Stirnhöhle verengen können mit gewinkelten Zangen oder zirkulären Stanzen entfernt werden.

Typ 2A Knöcherne Verengungen des *Recessus frontalis*, beispielsweise hervorgerufen durch eine vergrößerte *Bulla ethmoidalis* oder einen weit nach vorne gezogenen *Processus uncinatus*, können mit einem gebogenen Löffel oder zirkuläre Stanzen entfernt werden.

Typ 2B Der *Recessus frontalis* ist so weit verengt dass der Stirnhöhlenboden vom *Infundibulum ethmoidale* aus nach vorne hin mit einer Diamantfräse eröffnet wird.

Typ 3 Zusätzlich zur Eröffnung des Stirnhöhlenbodens nach *Typ 2B* wird bei einer doppel-seitigen Stirnhöhlenoperation auch die Stirnhöhlscheidewand (*Septum interfrontale*) bis hinunter zum oberen Nasenscheidewandanteil entfernt werden.

Kehlkopf, Hypopharynx

Indirekte endolaryngeale Eingriffe am Kehlkopf, dem Hypopharynx und der Luftröhre sind gekennzeichnet durch einen umgelenkten Blick durch den Mund auf das Operationsgebiet. Zur Umlenkung wird entweder ein Spiegel oder ein Winkel-Endoskop, beziehungsweise ein Lupenlaryngoskop, eingesetzt. Diese Technik wird heute jedoch seltener eingesetzt als die direkten Laryngoskopie (Theissing u. a. 2006, Kap. 10). Sie ist indiziert bei Probenentnahme, Abtragung von Stimmlippenveränderungen mit intraoperativer Stimmkontrolle,

Entfernung von Fremdkörpern oder auch fehlender Narkosefähigkeit. Der Eingriff wird bei aufrecht sitzendem Patienten unter Lokalanästhesie durchgeführt. Dabei wird das Lupenlaryngoskop mit der linken und das abgegebene Instrument mit der rechten Hand geführt.

Luftröhre

Die Spiegelung der Luftröhre und der Bronchien ist allgemein indiziert bei Verdacht auf Fremdkörper oder eines Tumors sowie von Entzündungen der Atemwege, sowie bei anderweitigen Verengungen. Neben dem Einsatz eines flexiblen Fiberbronchioskop, welches in diesem Rahmen nicht näher betrachtet werden soll, erfolgt der Einsatz eines Beatmungsbronchoskop. Dies erlaubt die maschinelle Beatmung des anästhesierten Patienten während der Bronchioskopie. Das Rohr mit Optik wird bei rekliniertem Kopf durch Mund und Kehlkopf zwischen den Stimmklappen hindurch in die Luftröhre und weiter zu den Bronchien geschoben. Die unterschiedlichen Bereiche der Luftröhre und Bronchien können mit austauschbaren Winkeloptiken untersucht werden, ohne das Bronchoskoprohr aus dem Patienten herausziehen zu müssen (Theissing u. a. 2006, Kap. 10).

Tränenwege, Orbita

Das Verfahren zur endonasalen Entfernung eines Verschlusses des Tränensacks oder der Tränenwege nach TOTI, vorgestellt im Kapitel 2.1.1, kann statt unter mikroskopischer Sicht auch mittels Endoskop durchgeführt werden. Dies gilt auch für die Dekompression des Sehnervs mittels Zugang über das ausgeräumte Siebbein (Reiß 2009, Kap. 21.5.5).

Nasen-Rachen-Raum

Bei Vorliegen einer unklaren Gewebevermehrung im Nasen-Rachen-Raum (*Epipharynx*) ist eine Gewebeentnahme unter Allgemeinanästhesie indiziert. Der Zugang zum Nasen-Rachen-Raum erfolgt entweder transnasal oder transoral durch den, mittels Mundsperrer, offen gehaltenen Mund. Entnahme der Probe unter optischer Kontrolle erfolgt entweder mittels optischer Zange oder einer unabhängigen Zange. Bei transnasalem Zugang unter Einsatz einer einfachen Zange wird die Zange über die gegenüberliegende Nasenseite eingeführt, die nicht durch die Endoskopoptik belegt ist. Alternativ kann dieser Eingriff auch am sitzenden Patienten unter Lokalanästhesie durchgeführt werden (Theissing u. a. 2006, Kap. 8). Eine stark vergrößerte Rachenmandel mit Symptomen wie behinderte Atmung, chronisch eitrigem Schnupfen (*Rhinitis*) oder auch einer Mittelohrentzündung macht eine Ausschabung des Gewebes mit einem Ringmesser notwendig. Das Ergebnis der Ausschabung wird, neben Spiegelung und Abtasten, auch mittels Winkeloptiken kontrolliert (Theissing u. a. 2006, Kap. 8).

2.1.3 HNO-chirurgische Eingriffe unter Einsatz des VITOM

Die Stellung des VITOM zwischen Endoskop und Operationsmikroskop ist einerseits erkennbar im äußerlich ähnlichen Aufbau zum starren Endoskop, wobei alle optischen Komponenten zur Beleuchtung des Operationsgebietes und zu dessen Abbildung in einem Rohr enthalten sind. Andererseits ist die Brennweite so groß, dass der Objektstand in der Größenordnung von 300 mm liegt, ähnlich dem eines Operationsmikroskops. Dies

führt zu einer erheblich größeren Tiefenschärfe als bei einem Endoskop, so dass große Bereiche des Operationsgebietes scharf abgebildet werden. Eingesetzt wird das VITOM praktisch ausschließlich in Verbindung mit einer Endoskopkamera, deren Bild auf einem Monitor dargestellt wird. Dies erlaubt einen schnellen Wechsel zwischen Detailblick auf dem Monitor und Übersichtsblick bei direkter Sicht auf das Operationsgebiet. Während das Endoskop auch handgeführt verwendet wird, wird das VITOM praktisch ausschließlich über einen Gelenkarm auf das Operationsgebiet ausgerichtet und gehalten. Strauß u. a. (2008) beschreibt den Einsatz des VITOM bei verschiedenen HNO-chirurgischen Eingriffen, die größtenteils unverändert gegenüber dem etablierten Vorgehen durchgeführt wurden. Den größten Anteil (21) der dokumentierten Eingriffe (45) hat die Tympanoplastik Typ I und III gefolgt von der Parotidektomie (11). Der hohe Anteil der typischerweise unter operationsmikroskopischer Unterstützung durchgeführten Eingriffe zeigt die anwendungstechnische Nähe des VITOM zum Operationsmikroskop. Weiterhin wurde der Einsatz des VITOM bei Eingriffen an der Schädelbasis bei transfazialen Zugang (3) genannt, in Situationen wo nach Strauß u. a. (2008) üblicherweise ebenso das Operationsmikroskop zum Einsatz kommt. Während relativ kurzen Abschnitten der Operationsdauer kam das VITOM bei drei *Neck Dissections* zum Einsatz. Zu diesem Eingriff konnte bei Reiß (2009) keine Aussage über die Visualisierung gefunden werden. Schließlich wurde das VITOM bei 7 *Septumplastiken* eingesetzt, also der Präparation der Nasenscheidewand. Dieser Eingriff erfolgt nach Strauß u. a. (2008) üblicherweise ohne Visualisierungshilfe mit einer Stirnlampe. Bei allen Eingriffen war das VITOM über einen Gelenkarm an der Werkzeugschiene des Operationstisches befestigt.

2.2 Technische Problemstellung

Im Folgenden werden die allgemeinen technischen Probleme bei der Umsetzung einer motorisierten Positioniereinheit für chirurgische Visualisierungshilfen beschrieben. Zentrale Komponente ist das elektromechanische System zum Halten und Führen der chirurgischen Optik, der Manipulator. Dessen technische Ausführung (wie auch die des Gesamtsystems) muss sich nach den Gegebenheiten des Operationssaal und der chirurgischen Eingriffe richten. Hierunter fallen unter anderem die Aufbauzeit des Systems, Sterilisierbarkeit oder der Einsatz bewährter Operationstechniken und -instrumente.

Aufbauzeit: Eine ausgedehnte Aufbauzeit führt durch die verlängerte Anästhesierung zu einer erhöhten Belastung des Patienten. Um dem zu begegnen ist es wichtig, dass der präoperative Aufbau des Systems einerseits einfach und intuitiv erfolgen kann, das heißt mögliche Fehlerquellen sollen konstruktiv vermieden werden, indem beispielsweise Steckkontakte mechanisch kodiert sind, dass Stecker nur in die zugehörige Buchse gesteckt werden können. Andererseits sollen Vorgehensweisen Anwendung finden, die von anderen Instrumenten und Geräten bekannt sind.

Sterilisierbarkeit: Prinzipbedingt befindet sich die Positioniereinheit in unmittelbarer Nähe des sterilen Operationsgebietes, in Reichweite der sterilen Hände des Chirurgen. Deshalb muss auch die Positioniereinheit konstruktiv so ausgeführt werden, dass entweder die Komponenten selbst sterilisiert oder im Rahmen der präoperativen Herstellung der sterilen Umgebung mit einer sterilen Folie abgedeckt werden kann.

Bewährte Operationstechniken: Die Möglichkeit der Anwendung bewährter Operationstechniken und -instrumente erlaubt es dem Chirurgen, sich auf die Präparation selbst statt auf die nicht routinemäßige Abfolge möglicherweise neuer Präparationen zu konzentrieren. Es ist davon auszugehen, dass eingeübte Handgriffe eine höhere Genauigkeit der durchgeführten Einzelschritte erlauben mit einem potentiell geringeren Risiko für den Patienten. Eine für den Eingriff geeignete und möglichst kleine konstruktive Ausführung des Positioniersystems kann dem Chirurgen ermöglichen, den gewohnten Eingriff durchzuführen.

Neben einer konstruktiven Ausführung geeignet für den intraoperativen Einsatz muss das Positioniersystem zur Umsetzung seiner Funktion auch technische Anforderungen erfüllen. Eine der wichtigsten Eigenschaften für ein Positioniersystem ist die Genauigkeit, mit der der Endeffektor, hier das VITOM System, positioniert und im Raum orientiert werden kann. Hierzu ist das Zusammenspiel vieler Einzelkomponenten notwendig. Im Mittelpunkt steht die Gesamtsystemsteuerung welche Signale und Informationen einliest, alle notwendigen Berechnungen durchführt und daraus geeignete Steuerungssignale erzeugt. Hier ist nicht nur Fehlerfreiheit in der softwaretechnischen Implementierung gefordert, sondern auch das Einhalten einschlägiger Gestaltungsregeln in der Hardwareentwicklung (redundante Systeme, Watchdog) und Umsetzung regelungstechnischer Prinzipien (jitterarmer Regelungstakt). Voraussetzung für die korrekte Berechnung der Steuersignale in der Gesamtsystemsteuerung ist jedoch die korrekte und in Software umsetzbare mathematische Modellierung der Positioniereinheit (Kinematik). Für die Umsetzung der Steuersignale aus der Gesamtsystemsteuerung in Motorstellwinkel sind die zugehörigen Positionsregler verantwortlich. Ungeeignete Regelparameter können zu Regelabweichungen oder zu einem schwingfähigen geregelten System führen mit der Folge dass das Positioniersystem die vom Chirurgen vorgegebene Sollpose nicht einhält. Schließlich hat aber auch die mechanische Ausführung des Positioniersystem einen Einfluss auf die Positioniergenauigkeit. Eine Gewichtsbelastung, hier durch das VITOM, führt zu einer Verformung mechanischer Komponenten wie Arme und Gelenke welche zu einer Verlagerung des VITOM Systems im Raum führt.

Sind die statischen Eigenschaften des Positioniersystems hier im Vordergrund, können die Dynamischen nicht ganz außer Acht gelassen werden, da zur Neupositionierung das VITOM beschleunigt und abgebremst werden muss. Aus anwendungstechnischer Sicht bestimmt die Steuerungssoftware die höchste erlaubte Verfahrgeschwindigkeit. So kann sie das diagonale Durchfahren des Arbeitsraumes in einem Zeitschritt erlauben oder auch die Endeffektorgeschwindigkeit auf wenige Millimeter pro Minute begrenzen. Ob die Höchstgeschwindigkeit tatsächlich erreicht wird hängt jedoch auch von der Endeffektorbeschleunigung ab die das elektromechanischen System verwirklichen kann, begrenzt durch die Leistung des Antriebssystems (Motoren, Regler, Stromversorgung) und der beschleunigten Masse. Während die Motoren und die zugehörige Stromversorgung die Spitzenleistung bestimmt, haben die Regelparameter der Motorpositionsregler einen ähnlichen Einfluss auf die Geschwindigkeit (beziehungsweise umgesetzte Motorleistung) des einzelnen Motors wie die Gesamtsystemsteuerung auf die Endeffektorgeschwindigkeit. Während die beschleunigte Masse Einfluss auf die Spitzengeschwindigkeit hat führt eine endliche Gesamtsystemsteifigkeit zu einem schwingungsfähigen System. Wie sich diese Schwingungsfähigkeit in der Anwendung auswirkt hängt von den mechanischen Steifigkeiten der Strukturkomponenten (Arme, Gelenke), den Motorleistungen und den zugehörigen Regelparametern ab. Eine

geringe Beeinflussbarkeit der mechanischen Steifigkeiten und Motorleistungen muss durch die Motorregelungen kompensiert werden und eine Gesamtsystemdämpfung in der Nähe der kritischen Dämpfung schaffen (geringe Überschwingung bis hin zum Kriechen in die Sollposition).

Um grundsätzlich die Funktion erfüllen zu können muss die Tragfähigkeit des Positioniersystems so hoch sein, dass das VITOM gehalten und positioniert werden kann. Hierzu ist eine ausreichende mechanische Festigkeit der Komponenten (Struktur, Lagerungen) und ein angepasstes Drehmoment der verwendeten Motoren notwendig.

3 Stand der Technik

Das Operationsgebiet in der HNO-Chirurgie ist gekennzeichnet durch kleine ($< 1\text{ mm}$) anatomische Strukturen, die oft nur durch enge und lange Zugänge erreicht werden können. Hierdurch muss der Chirurg sowohl die Präparation durchführen als auch den Situs abbilden. Verschiedene Visualisierungshilfsmittel unterstützen das bloße Auge des Chirurgen dabei, insbesondere durch Endoskope, Operationsmikroskope sowie das VITOM System, eine langbrennweitige Optik für Endoskopkamarasysteme (Strauß u. a. 2008). Deren Bedeutung für den Fortschritt der minimalinvasiven Chirurgie in Bezug auf Verkürzung der Eingriffsdauer, Genauigkeit des Eingriffs und Reduktion der Traumatisierung ist in zahlreichen Publikationen dokumentiert (Strauß u. a. 2008, Mamelak u. a. 2008, Littmann 1954, Kleinsasser 1961, Berci u. a. 1968, Berci u. Kont 1969, Marchal 2007, Geisthoff 2008, Barakate u. Bottrill 2008, Di Martino u. a. 2006, el Dine 2002, El-Meselaty u. a. 2003, Ghaffar u. a. 2006, Kakehata u. a. 2004, 2005, Tarabichi 1999, 2004, Youssef u. Poe 1997). Dabei kann unterschieden werden ob das Auge des Chirurgen direkt durch das Visualisierungshilfsmittel blickt, oder eine Videokamera angebracht ist und der Situs auf einem Monitor betrachtet wird. Die Endoskoptik kann in der Regel direkt für beide Zwecke eingesetzt werden, wobei der Einsatz einer Videokette (Endoskopkamera, Bildverarbeitung, Monitor) in der HNO-Chirurgie verbreitet ist (Strauß u. a. 2008). Dagegen wird das Operationsmikroskop oft als direkte Unterstützung des Auges verwendet, wobei aber vielfach ein Kameraaufsatz erhältlich ist. Das VITOM hingegen ist für den Einsatz mit einer Endoskopkamera entwickelt worden (Strauß u. a. 2008). Ein direkter Blick ist auch hier möglich, jedoch entspräche dies von der Anwendung her einem Mikroskop, allerdings bei fehlenden elementaren Einstellmöglichkeiten des Operationsmikroskops wie Fokussierung und Vergrößerung.

Nicht nur die optischen Hilfsmittel an sich haben Einfluss auf den Ablauf der chirurgischen Eingriffe, sondern auch die Einsatzergonomie spielt eine wesentliche Rolle. Muss sich der Chirurg nach dem optischen Hilfsmittel richten, führt dies oft zu einer körperlichen Zwangshaltung, die die chirurgische Leistungsfähigkeit beeinträchtigen kann, insbesondere bei länger dauernden Eingriffen. Nicht zuletzt sind auch Spätschäden am Bewegungsapparat, insbesondere an der Halswirbelsäule, nicht auszuschließen (Strauß u. a. 2008). Eine Verbesserung der Ergonomie und die Unterstützung des Chirurgen haben Halte- und Positioniersysteme zum Ziel. Hierbei ist die Optik, und gegebenenfalls die angeflanschte Videokamera, an einer Kinematik befestigt. Bei aktiven Systemen sind zumindest einzelne Gelenke angetrieben. Über eine Benutzerschnittstelle kann der Chirurg die Optik in der gewünschten Weise positionieren und orientieren, abhängig von den kinematischen Möglichkeiten. Eine Einteilung der Halte- und Positioniersysteme für die jeweiligen optischen Hilfsmittel gibt Bild 3.1, welche in den nachfolgenden Kapitel detaillierter betrachtet werden.

Das Interesse und die Bedeutung aktiver Systeme für die Chirurgie ist auch an zahlreichen Übersichtsveröffentlichungen zu erkennen. Diese gehen über die hier betrachteten motorisierten Halte- und Führungssysteme für Operationsmikroskope und Endoskope hinaus und behandeln auch intensiv Chirurgieroboter, Assistenzsysteme und deren Einsatzgebiete.

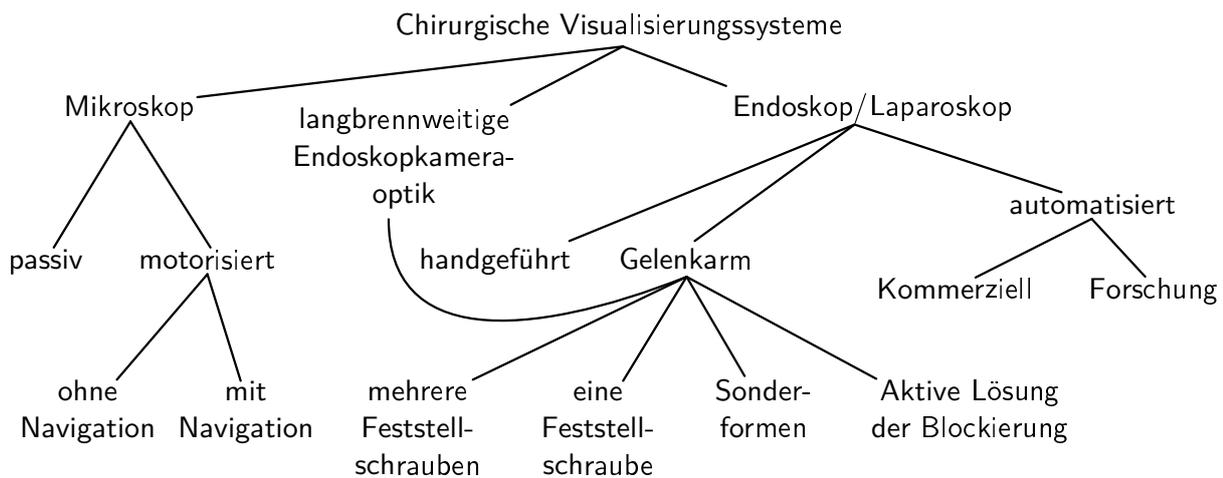


Bild 3.1: Visualisierungssysteme in der HNO-Chirurgie mit Einteilung der verfügbaren Halte- und Positioniersystemklassen.

Lüth u. Strauß (2010) stellen Assistenzmethoden für endoskopische Eingriffe vor. Die bestehenden Endoskopkonzepte werden eingeteilt in: starre und flexible Endoskope, das VITOM System, Chip-on-the-Tip und Endoskop-Kapseln. Als Assistenzsysteme für die ersten drei genannten Systeme wird die Kopplung an Navigationssysteme zur Überlagerung der Videobilder mit Zusatzinformationen (z. B. Instrumente oder Planungsdaten) oder die Führung durch Roboter genannt. Dabei wird nach Lueth u. Bier (1999) unterschieden zwischen offline programmierten Roboter (vor dem chirurgischen Eingriff erstelltes Roboterprogramm), Telemanipulatoren (Steuerung durch einen Chirurgen mit einer Bedienkonsole) und Hands-on-Robotik (händisches Führen des Roboters am Instrument). Robotergesteuerte Endoskopoptiken erlauben auch deren automatisiertes Nachführen, so dass das Instrument immer im Blickfeld der Optik bleibt. Herron u. Marohn (2008) zeigen den Einfluss der Robotik im Speziellen für die minimalinvasive Chirurgie auf. Dabei betrachten sie nicht nur die Anwendungsgebiete sondern auch das medizinische Umfeld wie die organisatorische und rechtliche Installierung von Robotersystemen in Kliniken und gehen auf die Vorgehensweise bei der Ausbildung von Ärzten und Schwestern ein die mit solchen Systemen in Berührung kommen. Fischer u. Voges (2007) erklären die Grundlagen medizinischer Robotersysteme und geben eine allgemeine Übersicht über deren Klassen wie aktive Haltesysteme oder Assistenzsysteme. Medizinische Anwendungsfälle und technische Aspekte runden die Arbeit ab. Pott u. a. (2005) geben eine ausführliche Übersicht medizinischer Manipulatoren und Roboter, sowohl kommerziell erhältliche als auch aus der Forschung, aus verschiedenen Bereichen zusammen. Low u. Phee (2004) stellen medizinische Master-Slave Robotersysteme vor. Kommerzielle und Forschungssysteme sowie eine Erläuterung deren Klassenunterschiede aus Anwendungssicht werden von Taylor u. Stoianovici (2003) gegeben. Sie gehen auch auf technische Aspekte im Bezug auf das besondere Umfeld Operationsaal ein. Eine Einteilung in medizinische Einsatzgebiete erfolgt ebenfalls. Cleary u. Nguyen (2001) stellen Robotersysteme vor, eingeteilt nach medizinischen Anwendungsgebiete.

In den nachfolgenden Kapiteln wird der Stand der Technik der Halte- und Positioniersysteme für die betrachteten Visualisierungshilfsmittel detaillierter dargestellt. Weiter

wird eine Einteilung und Charakterisierung verschiedener Kinematikkonzepte vorgestellt sowie eine kurze Übersicht über Parallelkinematiken mit Schwerpunkt auf der DELTA-Kinematik und ihren Verwandten gegeben. Abschließend erfolgt eine Zusammenfassung der vorhandenen Defizite im Bezug auf das Positioniersystem für das Storz VITOM und daraus eine Ableitung der Aufgabenstellung.

3.1 Starres Endoskop

Im Jahr 1806 warf Philipp Bozzini zum ersten mal einen Blick in den lebenden Körper eines Menschen mit Hilfe des selbst entwickelten *Lichtleiters* und einer Kerze als Lichtquelle (Reuter 2006, Hauri 2005). Antoine Jean Desormeaux entwickelte 1853 ein Instrument zur Untersuchung des Harnleiters und der Blase und führte hierfür den Namen *Endoscope* ein. Als Ersatz für das viel zu schwache Kerzenlicht Bozzinis setzte er eine Flamme aus einem Gemisch von Petrol, Alkohol und Terpentin ein (Hauri 2005). Mit der Entwicklung des glühenden Platindrahtes durch den Zahnarzt Julius Buck und später der Glühbirne durch T. A. Eddison war es Maximilian Nitze erstmals möglich, die Lichtquelle in den Körper zu verlegen (Nitze 1879). Zusammen mit dem Instrumentenbauer Josef Leiter entstand so das NITZE-LEITER-Zystoskop (Hauri 2005). In der HNO-Chirurgie erlangte die Endoskopie mit der HOPKINS-Optik an Bedeutung. Zuvor bestand ein Endoskop prinzipiell aus einem luftgefüllten Rohr in das mehrere Linsen eingebaut waren. Hopkins ersetzte die Luftkammern durch Glas und die Linsen durch Luft (*Stablinsenoptik*). Mit diesem heute noch eingesetztem Aufbau für starre Endoskope erreichte er ein größeres Gesichtsfeld, eine 80mal höhere Lichttransmission und einen 90%igen Gewinn an Lichtintensität (Hauri 2005). Der Aufbau wurde in Großbritannien patentiert (Patent 954629). Kommerziell umgesetzt wurde er erstmals durch Karl Storz, Tuttlingen, Deutschland, auf Vermittlung von George Berci (Lindner u. a. 1997), dessen Name aus der medizinischen Endoskopie nicht mehr wegzudenken ist (Morgenstern 2006, Berci u. a. 1968, Berci u. Kont 1969). Ergänzt wurde das Endoskop mit einer Faseroptik (Hopkins u. Kapany 1954), die das Stablinsensystem umschließt, und das Licht einer extrakorporalen Lichtquelle zum Operationsgebiet im Körperinneren leitet ohne die Sicht zu behindern. Oft werden Endoskope mit einem oder mehreren Arbeitskanälen ausgestattet (Lüth u. Strauß 2010). Hierdurch können medizinische Instrumente wie Zangen in den Körper des Patienten eingeführt werden. Mit dessen Hilfe können operative Eingriffe durchgeführt oder Gewebeproben entnommen werden. Spülkanäle ermöglichen das Einbringen von Flüssigkeiten oder Gasen in den Körper. Das Endoskop besitzt typischerweise eine kurze Brennweite, so dass es sehr nahe an die darzustellende Oberfläche herangeführt werden muss (Strauß u. a. 2008) und damit gleichzeitig auch eine kleine Tiefenschärfe.

Die Bedeutung der Endoskopie für die HNO-Chirurgie ist an den zahlreichen Veröffentlichungen (Marchal 2007, Geisthoff 2008, Berci u. a. 1968, Berci u. Kont 1969, Barakate u. Bottrill 2008, Di Martino u. a. 2006, el Dine 2002, El-Meselaty u. a. 2003, Ghaffar u. a. 2006, Kakehata u. a. 2004, 2005, Tarabichi 1999, 2004, Youssef u. Poe 1997, Bumm u. a. 2005) zu ermesen.

3.1.1 Handgeführtes Endoskop

Die einfachste Möglichkeit eine Endoskopoptik auf das Operationsgebiet auszurichten ist das Führen und Halten per Hand. Dabei führt der Chirurg die Optik durch eine natürliche

oder geschaffene Öffnung in den Körper des Patienten ein. Zur Darstellung des Operationsgebietes kann er entweder direkt durch die Optik blicken oder eine Endoskopkamera aufsetzen und den Eingriff auf einem Monitor verfolgen.

3.1.2 Gelenkarmbefestigtes Endoskop

Durch das händische Führen einer Endoskopoptik ist eine Hand des Chirurgen belegt, die nicht zur Präparation verwendet werden kann. Der verbreitete Einsatz passiver Haltearme kann hier Abhilfe schaffen. Im einfachsten Fall besteht dieser aus zwei oder mehr Gliedern die durch klemmbare Gelenke mit einem oder zwei Freiheitsgraden miteinander verbunden sind. Beispiele hierfür sind der OMNI-LAPO TRACT® von Omni-Tract® oder der WINGMAN™ von Stryker® Corp., Kalamazoo, MI, USA. Hierbei muss jede Klemme einzeln gelöst und eingestellt werden. Vereinfacht wird die Ausrichtung der Optik durch den Einsatz eines Gelenkarms. Dieser besteht aus drei oder mehr Kugelgelenken, verbunden durch starre Glieder. Die Kugelgelenke können mit einer zentralen Schraube blockiert werden. An dessen Ende ist mit einer Klemme die Optik befestigt. Somit kann sie im gesamten Arbeitsraum durch das Lösen einer einzelnen Stellschraube positioniert werden. In diese Kategorie fallen beispielsweise der ASSISTO® CE (Geomed® Medizin – Technik GmbH & Co. KG, Tuttlingen, Deutschland) oder der FISSO Gelenkarm (Baitella AG, Zürich, Schweiz). Eine Sonderform stellt der FLEX ARM™ von Mediflex® Surgical Products, Islandia, NY, USA dar, der aus einer Vielzahl an Einzelgelenken mit kleinem Bewegungsraum und kurzen Zwischengliedern besteht. Durch Reibung hält er die Position in die er durch den Benutzer gebogen worden ist. Zur Vereinfachung der Benutzung der Gelenkarme gibt es Ausführungen deren Blockierung mit OP-Druckluft zu lösen und einhändig bedienbar sind. Mit einem Knopfdruck und geringer Kraft kann der Arm damit nachgiebig geschaltet werden und schnell wieder blockiert werden. Solche Systeme werden unter anderem von Karl Storz (POINT SETTER; Tuttlingen, Deutschland Arnholt u. Mair (2002)), ENDOBLOC® (Endoboy®; Geysler S.A.S, Coudes, Frankreich) und AESCULAP® (Unitrac®; B. Braun Melsungen AG, Melsungen, Deutschland) angeboten. SurgiTAIX AG (Aachen, Deutschland) verfolgt mit dem ENDOTAIX A1 einen anderen Ansatz. Die Kugelgelenke werden durch Piezoaktoren blockiert. Eine Notfallsicherung blockiert den Arm bei Stromausfall.

3.1.3 Aktive Positioniersysteme für Endoskope

Der nächste Schritt in der Unterstützung des Chirurgen bei endoskopischen Eingriffen ist der Einsatz aktiver, also motorisch angetriebener Systeme. Insbesondere für die Laparoskopie gibt es eine große Zahl an automatisierten Führungen. Das bekannteste Laparoskopiesystem ist DA VINCI® (Shennib u. a. 1998, Guthart u. Salisbury 2000, Moll u. a. 2003, Falk u. a. 2000) von Intuitive Surgical, Mountain View, CA, USA. Es wurde bereits 1998 von der Arzneimittelzulassungsbehörde der USA (FOOD AND DRUG ADMINISTRATION, FDA) für den medizinischen Einsatz zugelassen. Das System besteht aus zwei Hauptkomponenten: die Bedienkonsole und die Patienteneinheit. Die Bedienkonsole enthält das 3D-Anzeigesystem, zwei serielle Kinematiken als kraftrückgekoppelte (Salisbury u. Madhani 1997) Eingabegeräte sowie Taster und Fußschalter zur Bedienung des Systems. Die Robotersteuerung ist ebenfalls in der Bedienkonsole enthalten. Die Patientenseite bildet ein drei- bis vierarmiges Robotersystem. Bis zu drei Arme führen die speziell ent-

wickelten, austauschbaren und vollständig sterilisierbaren laparoskopischen Instrumente (Greifer, Skalpell, u.s.w.) mit bis zu 7 Freiheitsgraden (einschließlich Greifer). Der verbleibende Arm führt ein Video-Stereoendoskop. Alle Arme sind vertikal verschieblich an einer gemeinsamen Säule befestigt. Über 6 nichtangetriebener Roboterachsen, manuell nach Lösen der zugehörigen Bremsen zu bewegen, wird der aktive Manipulator zu Beginn des Eingriffs ausgerichtet. Die nachfolgenden 6 aktiven Achsen werden durch den Chirurgen über die Bedienkonsole gesteuert. Durch das passive Doppelparallelogramm bewegt sich der Manipulator um einen entfernten Drehpunkt (*Remote Centre of Motion, RCM*), der im Einsatz mit dem Trokar zusammenfallen muss. Der Kameraarm besitzt eine einfachere Kinematik. Die Grobpositionierung erfolgt über 4 statt 6 nichtangetriebene Achsen. Die angetriebene Kinematik ist ebenfalls von 6 auf 4 Achsen reduziert (Trejos u. Patel 2005).

Im Gegensatz zum DA VINCI® ist AESOP (AUTOMATED ENDOSCOPE SYSTEM FOR OPTIMAL POSITIONING) ein reines Endoskop-Positioniersystem (Sackier u. Wang 1994, Unger u. a. 1994, Mettler u. a. 1998). Ursprünglich entwickelt von Computer Motion, Inc., Goleta, CA, USA, wurde es von Intuitive Surgical gekauft. Das FDA-zugelassene System wird nicht mehr vertrieben. In der Steuerungseinheit sind der Steuerrechner, die Stromversorgung und die Zustandsanzeigen enthalten. Diese interpretiert die Befehle die der Chirurg über die Fuß- und Handbedieneinheit gibt (Sackier u. Wang 1994). Weiterentwicklungen des ursprünglichen AESOP werden mit Sprachbefehlen gesteuert (Nathan u. a. 2006). Der AESOP-Arm mit den Antrieben und Sensoren ist mit dem Steuerungsrechner verbunden. Er besteht aus einer höhenverstellbaren SCARA-Kinematik, erweitert um zwei passive Gelenke. Das Laparoskop wird über eine Klemme am AESOP-Arm befestigt. Die aktiven (motorisiert angetriebenen) Gelenke erlauben es dem AESOP, das Laparoskop im Befestigungspunkt außerhalb des Körpers in 3 translatorischen Freiheitsgraden zu positionieren. Zusammen mit dem (ortsfesten) Drehpunkt, dem Trokar in der Bauchdecke des Patienten, ergeben sich somit insgesamt drei Freiheitsgrade für das Endoskop: zwei rotatorische um die horizontalen Achsen und ein translatorischer entlang der Endoskopachse. Die passiven Gelenke stellen eine belastungsfreie Lagerung des Laparoscops im Trokar sicher, ohne dass der Drehpunkt aktiv eingestellt werden muss. Per Knopfdruck können die aktiven Gelenke nachgiebig geschaltet und der AESOP-Arm im Rahmen des Arbeitsraumes wie ein passiver Laparoskophalter bewegt werden. Durch Loslassen des Tasters werden die Gelenke wieder steif geschaltet und der Arm kann über die Fuß- und Handeingabeeinheiten gesteuert werden. Die Verfahrensgeschwindigkeit des Arms hängt von der Kraft ab, die der Bediener auf die Steuerknöpfe ausübt — je größer um so schneller verfährt der Arm bis zur Höchstgeschwindigkeit von etwa $76 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$. Das Erreichen des Endes des Arbeitsraumes wird durch einen Signalton angezeigt (Sackier u. Wang 1994). Weiterhin ermöglicht die Steuerung das Speichern einer Pose, die durch einfachen Knopfdruck automatisch wieder angefahren wird. Basierend auf dem AESOP-System wurde von Computer Motion das ZEUS-System (Stephenson u. a. 1998) zur Instrumentenführung entwickelt.

ENDOASSIST (Finlay 1996) ist ein Endoskopführungssystem mit FDA-Zulassung hergestellt von Armstrong Healthcare Ltd., UK., heute ProSurgics Ltd. (Bracknell, Groß Britanien). Der freistehende Laparoskopmanipulator wird über Kopfbewegungen des Chirurgen gesteuert. Dazu muss dieser ein Kopfband mit Infrarotmarkern tragen, die durch die Robotersteuerung erkannt und interpretiert werden sobald die Freigabe mit dem Fußpedal erfolgt. Der Positionierarm basiert auf einer 5-Achs SCARA Kinematik (Pott u. a. 2005). FREEHAND® ist der Nachfolger des ENDOASSIST. Die Kinematik ist über einen Gelenkarm zusammen mit der Steuerung an der Schiene des Operationstisches befestigt. Der

Manipulator besitzt einen entfernten Drehpunkt, der während des chirurgischen Eingriffs mit dem Durchtrittspunkt durch die Bauchdecke zusammenfallen muss. Er erlaubt eine Neige- und Schwenkbewegung um den Trokarpunkt sowie das Verschieben entlang der Laparoskopachse. Die Steuerung erfolgt durch den Chirurgen mittels festgelegter Kopfhaltungen die durch eine Kopfsteuereinheit, befestigt an einem Stirnband, erkannt wird. Die Manipulatorsteuerung zeigt dem Chirurgen die ausgewählte Funktion an. Mit einem Fußschalter löst dieser die entsprechende Bewegung aus. Drei Verfahrensgeschwindigkeiten sind verfügbar und können am Manipulator eingestellt werden. Der FREEHAND® erhielt die FDA-Zulassung im Juni 2009.

Die Prototypenentwicklung des ENDOASSIST, der ENDOSSISTA® (Finlay u. Ornstein 1995, Dowler u. Holland 1996), wurde ebenfalls von Armstrong Healthcare entwickelt. Gesteuert wird er ebenfalls mittels Kopfbewegung bei Freigabe durch das Fußpedal, wobei die Erkennung der Kopfhaltung über induktive Positionsmessung erfolgt. Der goniometrische Aufbau (alle drei Drehachsen schneiden sich in einem Punkt — dem Trokar) stellt sicher, dass die Bauchdecke weder durch Fehlbedienung noch durch einen Systemfehler geschädigt wird.

Der LIGHT ENDOSCOPE ROBOT (LER) in Berkelman u. a. (2002a, b) ist ein Endoskoproboter optimiert auf möglichst geringes Gewicht, im Gegensatz zu DA VINCI®, AESOP und ENDOASSIST. Das Endoskop ist axial federnd im Trokar gelagert. Dieser ist über vier Seile mit der Roboterbasis verbunden. Schlaufen verbinden die Seile mit MCKIBBEN-Muskeln, die die Orientierung des Endoskops verändern können. Ein Seil ist zusätzlich für die Höheneinstellung der Optik zuständig, indem es sie entgegen der Federkraft in den Trokar zieht. Das Endoskop mit Kamera kann jederzeit aus dem Trokar genommen werden um es zu reinigen. Trokar und Basis wiegen 175 g (Berkelman u. a. 2002a). Im Laufe der Weiterentwicklung des LER entfielen die MCKIBBEN-Muskeln und die dazugehörigen Seile und der Antrieb erfolgt mittels Elektromotoren. Die Basis liegt auf der Bauchdecke des Patienten auf, zusätzlich fixiert mit einem Gelenkarm an einer Schiene des Operationstisches. Ein Antrieb ist für die Rotation um die Vertikalachse zuständig, ein zweiter um die (bewegte) Horizontalachse. Das Prinzip der gefederten Lagerung des Endoskops im Trokar blieb bestehen. Die Höheneinstellung erfolgt nun über einen elektromotorisch angetriebenen Seilzug. Das Gewicht des Roboters (Basis und Trokar) beträgt 625 g. Heute wird der LER durch die Firma Endocontrol Medical (Grenoble, Frankreich) unter dem Namen VIKY vertrieben. Das Gewicht ist auf 2,2 kg angewachsen.

LAPMAN® (Polet u. Donnez 2004) ist ein Laparoskophalter mit FDA-Zulassung von Medsys s.a., Gembloux, Belgien. Zur Ausrichtung der Achse um die der Manipulator das Laparoskop dreht ist er auf einem Fuß mit motorgetriebenen Rollen und einer Hubachse montiert. Zu Beginn des Einsatzes muss die Drehachse mit dem Trokar des Laparoscops zusammenfallen um eine Verletzung der Bauchdecke durch translatorische Bewegung zu verhindern. Diese Ausrichtung wird durch einen Laserstrahl entlang der Drehachse unterstützt. Der Manipulator selber besteht aus einem Viergelenkgetriebe und dient vor Allem für die Höhenverstellung des Laparoscops. Die obere Schwinge ist angetrieben, die untere dient als Abstützung der Koppel. Die Eindringtiefe des Laparoscops wird mittels einer Parallelführung eingestellt. Der Längsbewegung ist entsprechend dem Krümmungsradius der Parallelführung eine Querbewegung überlagert, welche durch eine Linearachse kompensiert beziehungsweise ergänzt wird. Das Laparoskop wird über einen Clip an dem Arm befestigt. Die allgemeine Steuerung des Roboters, insbesondere zur Bedienung vor und nach dem chirurgischen Eingriffs, erfolgt über eine Bedienkonsole die die Bewegung aller

Antriebe ermöglicht (insbesondere auch der Räder und Hubachse). Während dem Eingriff steuert der Chirurg den Manipulator über eine Funkfernbedienung, die er unter dem sterilen Handschuh der linken Hand trägt. Der Aufbau ist ergonomisch so gestaltet, dass die drei Freiheitsgrade des Manipulators mit den Fingern der linken Hand über sechs Drucktaster gesteuert werden können. Die Weiterentwicklung der Fernbedienung (LAPSTICK®) wird an Standard-Laparoskopinstrumente über eine entsprechende Einrasthalterung befestigt.

Der Laparoskopmanipulator LAPARO-NAVIGATOR (Kobayashi u. a. 1997) beruht auf einer SCARA-Kinematik. Das Laparoskop ist am Ende eines horizontal parallel geführten Arms in Form eines Doppelparallelogramms gelagert. In Verbindung mit der Lagerung im Trokar ergeben sich für das Laparoskop zwei rotatorische Freiheitsgrade. Zwei gestellmontierte Antriebe ermöglichen eine möglichst weitgehende Sterilisierbarkeit des Manipulators. Das Gestell mit den Motoren wird mit einer sterilen Folie abgedeckt während die Kinematik selber sterilisierbar ist. Der erste Antrieb stellt den Winkel des unteren Parallelogramms ein. Das obere Parallelogramm wird durch einen zweiten Arm positioniert. Durch den langen Ausleger ist es möglich, den Manipulator zwischen die Kniee des Patienten zu positionieren und so den Arbeitsraum um den Bauch des Patienten zugänglich zu halten. In einer späteren Weiterentwicklung (Kobayashi u. a. 1999) kann der Laparoskophaltearm zusätzlich horizontal geschwenkt und festgestellt werden. Die Bedienung erfolgt mittels eines Beschleunigungssensors in einem Kopfband. Wird ein Schalter in Kniehöhe betätigt, bewegt sich das Laparoskop entsprechend der Kopfhaltung. Heute ist das System unter dem Namen NAVIOT® (Hitachi, Ltd., Japan) bekannt (Yasunaga u. a. 2003).

Strauß u. a. (2007) stellen ein Konzept für eine automatisierte Endoskopführung für die funktionale endoskopische Nasennebenhöhlenchirurgie (FESS) vor. In dieser Arbeit standen drei Fragen im Vordergrund: welches Design eines Assistenzsystems eignet sich für die Führung eines Endoskops in der FESS, wie sind die technischen Systemeigenschaften (Planung des Arbeitsraums, Zeitaufwand, Genauigkeit, Präzision) des gewählten Systems und bietet das System Potential für den klinischen Einsatz. Zur automatisierten Führung wurde ein Roboter vom Typ PA10-6C von Mitsubishi Heavy Industries eingesetzt. Nach Auswertung der Versuche kommt Strauß u. a. (2007) zu dem Schluss dass ein manipulatorgeführtes Endoskop das „objektiv nachweisbare Problem der einhändigen Präparation“ lösen könnte. Ein Manipulator mit niedriger Automatisierungsfunktion der Endoskopführung sei einem vollautomatischen oder autonomen System vorzuziehen. Der größte Entwicklungsbedarf für ein Endoskopführungssystem in der FESS besteht in der Mensch-Maschine-Schnittstelle.

Der Laparoskoproboter LARS (Taylor u. a. 1995, IBM T.J. Watson Research Center, New York, USA) weist eine Kinematik mit entferntem Bewegungsmittelpunkt (RCM) auf. Abhängig von der Instrumentenaufnahme kann er unterschiedliche laparoskopische Instrumente oder auch ein Laparoskop aufnehmen. Eine Doppelparallelogrammkinematik mit zwei Freiheitsgraden ermöglicht die Drehung um den entfernten Bewegungsmittelpunkt. Über eine 3-Achs-Lineareinheit kann der Bewegungsmittelpunkt im Raum positioniert werden, im Falle einer Laparoskopie ist der Trokar die korrekte Lage. Dadurch wird eine Linearbewegung des chirurgischen Instrumentes im Durchtrittspunkt durch die Bauchdecke des Patienten, und damit ein Ausreißen der Wunde, mechanisch vermieden. Zur Grobpositionierung wird der Roboter auf Rädern an den Operationstisch geschoben. Weiterhin besitzt der Roboter zwei weitere Achsen um die Eindringtiefe des Instrumentes festzulegen sowie die Rotation um dessen Längsachse. Zur Bedienung des Roboters werden verschiedene Vorschläge gemacht. So wurden TrackPoint™ Joysticks verwendet, die sonst

als Maus-/Touchpadersatz in Laptop-Rechnern zum Einsatz kommen. Sie werden zum Auswählen einer Zielposition für das Laparoskop auf dem Laparoskop-Monitor verwendet. Mit drei Maustasten können Befehle ausgewählt werden. Solch ein Joystick wurde an ein Laparoskop-Instrument angebracht. Alternativ haben Taylor u. a. (1995) drei davon in eine Bedienkonsole eingebaut. Eine weitere Möglichkeit ist die Hands-On-Robotik. Hier führt der Chirurg das Laparoskop an die gewünschte Stelle. Die Führungsbewegung wird durch einen Kraft-Momenten-Sensor erfasst und durch die Robotersteuerung ausgeregelt. Die dritte Steuerungsmöglichkeit stellt der Joystick dar, mit dem die Bewegungsrichtung des Roboters vorgegeben wird. Schließlich sei es auch möglich, medizinische Instrumente mittels Bildverarbeitung des Laparoskopbildes zu verfolgen.

Hurteau u. a. (1994) (Department of Electrical and Computer Engineering, École Polytechnique de Montreal, Kanada) verwenden einen Industrieroboter (A460 von CRSPlus) um ein Laparoskop zu führen. Zum Vermeiden von Querkräften auf die Bauchdecke des Patienten sitzt zwischen dem Handgelenk des Roboters und dem Endoskop ein Kardangelenk mit zwei passiven Freiheitsgraden. Somit kann das Laparoskop durch den Trokar in den Körper des Patienten eingeführt werden und bildet den ersten Lagerpunkt mit vier Freiheitsgraden (drei rotatorische, ein translatorischer längs der Laparoskopachse). Die zweite Lagerstelle bildet das Kardangelenk, vom Roboter im Raum positioniert. Somit kann das Laparoskop in den benötigten zwei rotatorischen (parallel zur Normalebene der Laparoskopachse) und einem translatorischen Freiheitsgrad (entlang der Laparoskopachse) bewegt werden. Das System wurde sowohl in Tierversuchen als auch an Menschen eingesetzt. Die Bedienung erfolgte durch einen Assistenten mit einer Handbediensteuerung.

Wapler u. Neugebauer (1998) verwenden einen Hexapod zur Feinpositionierung eines Neuroendoskops. Der kleine Arbeitsraum des Hexapods wird durch eine Befestigung an einem C-Bogen ausgeglichen. In Verbindung mit der Höheneinstellung des Operationstisches kann das Endoskop grob auf das Zielgebiet ausgerichtet werden. Während des chirurgischen Eingriffs bleibt der C-Bogen und der Operationstisch in Ruhe, nur der Hexapod bewegt sich. Als Benutzerschnittstelle kommt eine Sprachsteuerung zum Einsatz. Zur Verbesserung der Intuitivität der Bedienung wird ein Operationscockpit vorgeschlagen, von dem aus der Chirurg das Endoskop steuert. Dieses wird ähnlich einem Flugsimulator bewegt. Ziel war es, den Gleichgewichtssinn als weiteren Informationskanal zum Chirurgen zu verwenden. Bei Versuchen an anatomischen Präparaten zeigte sich dass das Endoskop per Spracheingabe genau und sicher bewegt werden konnte. Der Arbeitsraum der Endoskopspitze erwies sich jedoch als zu gering.

Muñoz u. a. (2001) (Instituto de Automática y Robótica Avanzada de Andalucía, Universidad de Málaga, Málaga, Spanien) stellen ein Laparoskop-Teleassistenz /-Telemedizinssystem vor. Analog zu Hurteau u. a. (1994) wird das Laparoskop im Trokar sowie über zwei passive rotatorische Freiheitsgrade durch den Roboter gelagert. Die horizontale Positionierung erfolgt über eine eigens entwickelte und dimensionierte SCARA-Kinematik. Zur Einstellung der Höhe wird der SCARA-Arm über eine Hubachse verschoben. Zwei passive Gelenke am Handgelenk stellen dem Laparoskop die rotatorischen Freiheitsgrade zur Verfügung. Der Chirurg steuert das System mit Sprachbefehlen. Ein Experte kann den Eingriff von außerhalb des Operationssaals verfolgen und das Laparoskop steuern. Mit einem Videokonferenzsystem können der Chirurg und der Experte miteinander kommunizieren. Der Experte kann den Chirurgen unterstützen indem er über die Fernbedienkonsole, einem PC-Arbeitsplatz, wichtige Sachverhalte auf

dem Laparoskopbild markiert. Zum Zeitpunkt der Publikation waren erste Tierversuche abgeschlossen.

Der KAIST LAPAROSCOPIC ASSISTANT ROBOT (KALAR) (Lee u. a. 2003, Department of Mechanical Engineering, Korea Advanced Institute of Science and Technology, Daejeon, Korea) geht im Vergleich zu den vorhergegangenen Ansätzen einen anderen Weg. Hier wird ein CCD-Laparoskop verwendet, ein Laparoskop an dessen Spitze direkt der CCD-Chip befestigt ist. Das Laparoskopende ist flexibel gestaltet und kann über Seilzüge um zwei Achsen geknickt werden, so dass sich die Laparoskopkamera auf einer Kugelkalotte bewegt. Mit einer Kugelumlaufspindel kann das Laparoskop axial verschoben werden. Alle benötigten Antriebe befinden sich außerhalb des Körpers des Patienten. Zur Verbesserung der Ausrichtbarkeit erhielt der KALAR in einer Weiterentwicklung eine bogenförmige angetriebene Führung um das Laparoskop um den Körperdurchtrittspunkt kippen lassen zu können (Shin u. a. 2006). Über einen konventionellen Gelenkarm wird der KALAR grobpositioniert. Die Bedienung erfolgt per Sprachsteuerung oder über automatische Verfolgung der Instrumentenspitze.

Der COMPACT OBLIQUE-VIEWING ENDOSCOPE ROBOT (COVER) (Taniguchi u. a. 2006, Graduate School of Engineering Science, Osaka University, Osaka, Japan) hat als Ziel einen besonders kleinen und einfachen Laparoskopmanipulator zu realisieren. Durch die Verwendung eines Laparoscops mit 30°-Optik kann eine Blickrichtungsänderung nach links/rechts mittels einer axiale Drehung des Laparoscops erreicht werden. Ein äußeres Drehgelenk erlaubt den Blick nach oben beziehungsweise unten. Die Eindringtiefe wird über eine Kugelumlaufspindel umgesetzt. Zur Steuerung des Manipulators mit dem Kopf trägt der Chirurg ein Kopfband mit einem Marker, dessen Lage von einer Kamera aufgenommen und in Echtzeit ausgewertet wird.

Im Rahmen der jährlichen SMIT Tagung stellte das Forschungszentrum Karlsruhe (FZK) 1994 in Berlin das Endoskopieführungssystem ROBOX (Oberle u. Voges 1993) vor (Plinkert u. a. 2000). Dieses wurde von einem Experten in Heidelberg mit Sprachbefehlen gesteuert. Die Kommunikation erfolgte über eine Satellitenstrecke. Das System wurde in Zusammenarbeit mit dem Krebsforschungszentrum Heidelberg und der Sektion für minimal-invasive Chirurgie MIC des Zentrums für medizinische Forschung der Universität Tübingen entwickelt. Der FIPS ENDOARM (Schurr u. a. 1999) des Forschungszentrums Karlsruhe ist ein joystickgesteuerter Endoskopmanipulator. Die erste, vertikale, Achse schneidet die Laparoskopachse im Durchtrittspunkt durch die Bauchdecke und die zweite dazu im rechten Winkel zu beiden. Um nicht mit dem Trokar zu kollidieren ist diese als bogenförmige Führung aufgebaut. Ein Linearantrieb steuert die Eindringtiefe, die letzte Achse rotiert das Laparoskop um dessen Längsachse. Bei korrekter Einrichtung des Manipulators vor dessen Einsatz treten keine wesentlichen Kräfte auf den Durchtrittspunkt durch die Bauchdecke auf. Der FIPS ENDOARM ist Teil des ARTEMIS (Voges u. a. 1995) Telemanipulationssystems. FELIX (Rininsland 1999) ist ein Endoskopführungssystem ebenfalls vom Forschungszentrums Karlsruhe. Es wird an der Schiene des Operationstisches befestigt und grob ausgerichtet und mit einer Tastenbedienkonsole oder mit Sprachbefehlen gesteuert. Das DLR Operationssaalkonzept für roboterunterstützte chirurgische Eingriffe auf Basis des KINEMEDIC® Roboters sieht auch eine robotergestützte Endoskopführung vor (Konietschke u. a. 2006). Der KINEMEDIC® ist ein vom DLR entwickelter 7-Achs Roboter für den chirurgischen Einsatz.

AKTORmed™ GmbH, Barbing, Deutschland vertreibt einen Manipulatorarm zur Kameraführung in der minimal-invasiven Chirurgie, den SOLOASSIST™ (Knapp u. a. 2008).

Sein Einsatzgebiet ist laut AKTORmed™ die Viszeralchirurgie, Urologie und Gynäkologie (AKTORmed GmbH, Barbing, Deutschland 2009). Durch Einsatz von kohlefaserverstärkten Kunststoff ist der Manipulator durchlässig für Röntgenstrahlung. Er besteht aus einem Arm mit drei aktiven und zwei passiven Gelenken (Knapp u. a. 2008). Die erste Achse an der Basis des Manipulators erlaubt dessen Drehung um die Vertikalachse, während die beiden nachfolgenden Achsen horizontal und parallel zueinander angeordnet sind. Achse zwei und drei bilden somit eine vertikale statt der üblichen horizontalen SCARA-Kinematik, welche zusätzlich um die Hochachse gedreht werden kann. Am aktiven Manipulator ist der Werkzeugträger über ein passives Drehgelenk befestigt, welches parallel zu den Achsen zwei und drei ist. Schließlich wird das Endoskop in einen drehbar gelagerten Halter eingespannt. Diese letzte Achse ist senkrecht zur ersten passiven Achse ausgerichtet. Die Endoskopoptik wird durch einen Trokar in den Körper des Patienten eingeführt und somit in zwei translatorische Richtungen fixiert. Mittels den zwei passiven Achsen des SOLOASSIST™ befindet sich der Drehpunkt des Endoskops exakt in der Durchtrittsstelle des Trokars in den Körper des Patienten. Eine Verletzung von Gewebe durch translatorische Querbelastung ist konstruktiv ausgeschlossen. Der Chirurg steuert den SOLOASSIST™ über einen Joystick mit dem Zeigefinger der nichtdominanten Hand. Dazu wird das sterilisierbare Bedienelement am chirurgischen Instrument befestigt. Die Signalübertragung erfolgt entweder kabelgebunden oder per Funk. Alternativ kann der Manipulator auch mit einem Fußschalter gesteuert werden. Nichtsteriles Personal kann den SOLOASSIST™ mit einem nichtsterilen Handbedienteil steuern. Schuller u. a. (2008) stellen Untersuchungen zur Verbesserung der Sprachsteuerung des SOLOASSIST™ unter Operationsbedingungen vor. Hierzu wird auch der emotionale Zustand des Chirurgen betrachtet. Neben den Haupteinsatzgebieten wurde der SOLOASSIST™ auch in der Kopf-Hals-Chirurgie getestet (Kristin u. a. 2009a, b).

Herman u. a. (2009) (Centre for Research in Mechatronics, Université catholique de Louvain, Louvain-la-Neuve, Belgien) stellen den aktiven Laparoskophalter EVOLAP vor, der an der Werkzeugschiene des Operationstisches befestigt wird. Das Laparoskop ist über ein passives Kardangelenke und einem passiven Arm mit lösbaren Drehgelenken mit dem Manipulator verbunden. Über einen Aktor kann die Eindringtiefe des Laparoscops, und damit die Vergrößerung des Bildes, gesteuert werden. Der Manipulator selbst besteht aus drei Parallelogramme mit zwei angetriebenen Drehgelenken, sowie 10 passiven Gelenken und erlaubt 2 Freiheitsgrade. Die Kopel zwischen den Drehgelenken 11 und 12 kann sich auf einer Kugeloberfläche bewegen. Übertragen auf das Kardangelenke 16/17 kann das Laparoskop in Verbindung mit der passiven Lagerung im Trokarpunkt in zwei Drehrichtungen um die horizontalen Achsen geschwenkt werden. Die Kinematik ist zum Patent angemeldet (Herman u. a. 2008).

3.2 Operationsmikroskop

Nach Barraquer (1980) geht die Mikrochirurgie auf T. Saemisch, Bonn, zurück, der 1876 das erste chirurgisch genutzte binokulare Vergrößerungsgerät entwickelt hat (Harms u. Mackensen 1967). Trotz der Weiterentwicklung von medizinischen Optiken fand das Operationsmikroskop erst einen breiteren Einsatz, als Hans Littmann bei Carl Zeiss ein Mikroskop mit koaxialer Beleuchtung entwickelte (Littmann 1954). Eingesetzt wurde es als Kolposkop und Otoskop. Kleinsasser (1961) setzte erstmals ein binokulares Operationsmikroskop für einen Eingriff am Kehlkopf ein. Seitdem hat es sich als Grundlage mikrochirurgischer Verfahren

für oberflächliche und mittelgradig tiefe Operationsgebiete entwickelt. Der Grund hierfür ist nicht zuletzt dessen Bildgüte und Ergonomie (Strauß u. a. 2008). Als weitere Vorteile des Operationsmikroskops führt Strauss die einstellbare Vergrößerung bis typischerweise 40fach und relativ gute Lichtausbeute auf. Die variable Tiefenschärfe im Bereich von typisch 200 mm bis 400 mm erlaubt es dem Chirurgen das kollisionsarme Einbringen von Instrumenten in das Operationsgebiet. Die Objektivlinse wird dadurch wesentlich seltener mit Blut verschmutzt. Stereoskopisches Sehen wird durch einen geteilten Strahlengang für beide Augen erreicht.

Der Aufbau eines chirurgischen Mikroskops ist trotz der großen Zahl unterschiedlicher Ausführungen ähnlich. Neben der Abbildungsqualität und optischen Eigenschaften unterscheiden sich die erhältlichen Systeme der unterschiedlichen Hersteller im Einsatzzweck und der Ausstattung. Die binokulare Optik mit geteiltem Strahlengang für beide Augen ermöglicht stereoskopisches Sehen. Für Mitbeobachter sind teilweise zusätzliche Okulare vorhanden oder verfügbar. Sollen mehr als ein oder zwei Mitbeobachter die Operation verfolgen können gibt es Mikroskope mit einem Videokameraanschluss. Ein oder mehrere Monitore im Operationssaal ermöglichen allen Teilnehmern die Sicht auf das Operationsgebiet. Gleichzeitig kann mit entsprechender Videoaufzeichnungsausstattung der Operationsverlauf dokumentiert werden. Eine motorisierte automatische Schärfereinstellung erspart dem Chirurgen die Einstellung beziehungsweise die Nachführung des scharf abgebildeten Bereiches. Dadurch muss er das chirurgische Instrument seltener aus der Hand legen und den Eingriffsablauf unterbrechen. Eine veränderbare Bildvergrößerung, gegebenenfalls motorisiert und beispielsweise bedient mit einem Fußschalter, ermöglicht den schnellen Wechsel zwischen Übersichtsblick und Makrosicht. Zur Ausrichtung des Mikroskops auf den Patienten ist es an einem Arm mit unterschiedlicher Zahl an Freiheitsgraden befestigt. Hierbei wird zwischen passiven und aktiven, also motorisch angetriebenen, Haltearmen unterschieden.

3.2.1 Passive Mikroskophaltearme

Im einfachsten und variabelsten Fall ist der Haltearm auf einer ortsfesten oder rollbaren Bodengestell befestigt. Daneben sind auch decken- oder wandmontierte Systeme erhältlich. Um ein leichtes Ausrichten des Mikroskops auf den Patienten zu ermöglichen, ist der Arm gewichtskompensiert. Hierbei nehmen Federn die Hauptlast auf. Abhängig vom Gewicht des Mikroskops verbleibt es nach der Ausrichtung durch Reibung in den Gelenken an Ort und Stelle, oder es wird zusätzlich durch lösbare Bremsen fixiert.

3.2.2 Aktive Mikroskoppositionierarme

Zur weiteren Verbesserung des Bedienkomforts werden in unterschiedlichen Ausbaustufen die Achsen des Haltearms sowie die Stellschrauben des Mikroskops (Fokus, Vergrößerung) motorisch angetrieben. Die Motorisierung von Operationsmikroskopen geht auf das Jahr 1960 (Kriss u. Kriss 1998) zurück als Richard Troutman das erste Operationsmikroskop (Troutman 1965) mit elektronischen und hydraulischen Steuerungen ausstattete. Heute sind viele Operationsmikroskope mit motorisierten, zum Teil automatisierten, Funktionen wie einstellbare Vergrößerung oder Bildschärfe ausgestattet, zum Beispiel das Zeiss OP-MI® PENTERO (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Deutschland).

Ausgehend von den angetriebenen Achsen ist der Schritt zum Robotermikroskop nicht weit. Dabei wird die Position des Mikroskops von einer Positionssteuerung geregelt. Verschiedene Benutzerfunktionen rechtfertigen den Aufwand. Während einer Operation ist es dann möglich, Positionen des Mikroskops zu speichern und zu einem späteren Zeitpunkt wieder abzurufen, zum Beispiel zur Kontrolle der durchgeführten Präparation. Weiterhin kann ein Robotersystem den Bildschärfbereich prinzipiell genauer positionieren als es mit der menschlichen Hand möglich ist. Die motorisierte Positionierung des Mikroskops ermöglicht neue Bedienkonzepte. So ist es nicht mehr notwendig, die chirurgischen Instrumente aus der Hand zu legen um das Mikroskop zu bewegen. Die Bremsen können z. B. mit einem Mundschalter gelöst werden und damit das Mikroskop verfahren werden. Ebenso sind Spracheingabe oder Fußbedienung verfügbar. Sind medizinische 3D-Daten vorhanden, typischerweise erzeugt aus CT- oder MRT-Aufnahmen, ist es mit entsprechender Ausstattung auch möglich, präoperativ geplante Punkte automatisiert mit dem Mikroskop anzufahren. In diese Kategorie fällt das SURGISCOPE® (Haase 1998), ursprünglich entwickelt von DeeMed (Grenoble, Frankreich). Dies ist eine deckenmontierte DELTA-Kinematik (Clavel 1988) mit 3 translatorischen Freiheitsgraden. Um die Ausrichtung des Mikroskops ändern zu können ist eine zusätzliche Kinematik mit drei rotatorischen Freiheitsgraden vorhanden. Die Bedienung erfolgt mit Joysticks (Hein u. Lueth 2001). Unter Verwendung entsprechender Instrumentenhalter ist es auch als Operationssystem einsetzbar. Lueth u. a. (1998) stellen das SURGISCOPE®-basierende System OTTO vor, ein zugelassenes Robotersystem für die Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie. Hein u. Lueth (1999) stellten die *Hands-On*-Robotersteuerung und die Regelalgorithmen (Hein u. Lueth 2001) vor (Hein u. Lüth 2001). Das System wurde in einer medizinischen Studie (Hein u. a. 2001) evaluiert.

Das MEHRKOORDINATEN MANIPULATOR System (MKM™, 1992 eingeführt; Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Deutschland) (Marmulla u. a. 1998) ist ein medizinisches Navigationssystem (Lueth 2009) mit Schwerpunkt für die Neurochirurgie. Das Operationsmikroskop ist an einem fahrbaren 6-Achs Mikroskoproboter montiert und wird mit einer 6D-Spacemouse oder einem Joystick, befestigt am Mikroskop, gesteuert. Das Navigationssystem zeigt dem Chirurgen die Position des Schärfbereiches des Mikroskops im 3D-Modell des Patienten an. Dazu ist dieser fest auf dem Operationstisch fixiert und mit einem Tracker ausgestattet. Das System erfasst diesen und kennt somit die relative Lage vom Patienten zum Mikroskop. Präoperativ geplante Informationen wie Zielpunkte oder Konturen werden durch das MKM™ in das Mikroskopbild eingespiegelt (Kaminsky u. a. 1999). Das 1996 eingeführte Zeiss SURGICAL MICROSCOPE NAVIGATOR (SMN) enthält zusätzlich eine automatische Bildschärfereinstellung mittels Lasermessung. (Marmulla u. a. 1998)

3.3 Das VITOM System

Äußerlich einem Endoskop ähnlich unterscheiden sich dessen optische Eigenschaften nicht unerheblich davon (Mamelak u. a. 2008). Mit einer Brennweite von 200 mm und einem (im Vergleich zum Endoskop) weiten Sichtfeld wird es vorwiegend außerhalb des Körpers eingesetzt (Mamelak u. a. 2008, Strauß u. a. 2008). Somit ist es aus Anwendungssicht (Objektstand, Blickwinkel) einem Operationsmikroskop ähnlicher als einem Endoskop. Dabei wird es üblicherweise von einem passiven Gelenkarm gehalten (Strauß u. a. 2008, Mamelak u. a. 2008). Dies erlaubt dem Chirurgen, weitgehend die gewohnten beziehungsweise vorhandenen medizinische Instrumente einzusetzen (Mamelak u. a. 2008, Strauß

u. a. 2008). Durch eine relativ große Tiefenschärfe (Strauß u. a. 2008) (im Vergleich zum Endoskop) wird die Anzahl der Nachführungen während des operativen Eingriffs gesenkt. Der große freie Arbeitsraum zwischen Objektivlinse und Operationssitus vermindert die Kollisionswahrscheinlichkeit im Vergleich zum Endoskop (Strauß u. a. 2008) und damit auch eine Kontamination der Objektivlinse mit Blut und Geweberesten (Mamelak u. a. 2008, Strauß u. a. 2008). Damit kann die Anzahl der Reinigungen der Optik im Vergleich zum Endoskop auf ein Minimum reduziert werden. Dies wirkt sich auch auf die Operationsdauer aus. Durch die hieraus verkürzte Anästhesiedauer sinkt die Belastung des Patienten. Die Beleuchtung erfolgt analog zum Endoskop mit einer externen Lichtquelle. Sowohl Mamelak u. a. (2008) als auch Strauß u. a. (2008) setzten eine 300 Watt Xenon Endoskoplichtquelle ein. Mittels einem Lichtleiter wird das Licht zur Optik und von hier aus zum Situs geleitet. Die Bildgebung erfolgt mittels einer handelsüblichen Endoskopkamera (die Kameraschnittstelle ist identisch mit der des Endoskops um eine Weiterverwendung der vorhandenen Videokette zu ermöglichen und so die Kosten zu begrenzen) auf einem Bildschirm. Mamelak u. a. (2008) und Strauß u. a. (2008) setzten beide eine High Definition (HD) Videokette (Endoskopkamera, Bildverarbeitung, Darstellung auf einem Bildschirm) ein. Diese zeichnet sich durch eine hohe Videobildauffösung von 2 Megapixel aus. Sowohl Mamelak u. a. (2008) im Bereich Neurochirurgie als auch Strauß u. a. (2008) im Bereich HNO-Chirurgie kommen beide zu dem Ergebnis, dass das beschriebene System der Bildqualität eines modernen Operationsmikroskop ebenbürtig ist — sowohl unter Laborbedingungen als auch im Operationseinsatz. In Strauß u. a. (2008) schnitt das Endoskop signifikant schlechter ab als das VITOM System, wobei dies möglicherweise dem Einsatz der konventionellen digitalen Videotechnik geschuldet ist. Weiterhin sehen beide auch den Vorteil, dass der Chirurg keine Zwangshaltung einnehmen muss — der Mensch muss sich nicht nach der Technik, also der Brennweite und den konstruktiven Abmessungen des Operationsmikroskops, richten, sondern der Monitor kann in einem ergonomisch günstigen Abstand und Winkel aufgestellt werden. Dies reduziert die Belastung und Ermüdung des Chirurgen.

3.4 Kinematiken

Kinematik ist nach Craig (2005, Kap. 1.2) die Lehre der Bewegung von Körpern ohne Betrachtung der Kräfte beziehungsweise Momente die zu der Bewegung führen. Hierbei werden die Position, Geschwindigkeit und Beschleunigung von Gliedern und Gelenken eines mechanischen Systems betrachtet. Diese sind abhängig von der Topologie, also der Anordnung von Gliedern und Gelenken, und deren Abmessungen. Ist es möglich, mit solch einem mechanischen System ein Werkzeug oder Objekt (Endeffektor) in mehreren Freiheitsgraden im Raum zu positionieren, kann dieses nach Merlet (2006, Kap. 1) als Roboter bezeichnet werden.

3.4.1 Einteilung und Charakterisierung

Roboter können abhängig von ihrem Aufbau in drei große Gruppen eingeteilt werden (Tönshoff u. a. 1998, Thomas u. a. 2002):

1. Serielle Kinematiken,
2. Parallele Kinematiken und
3. Hybridsysteme bestehend aus einer Hintereinanderschaltung von seriellen und parallelen Kinematiken.

Serielle Kinematiken zeichnen sich dadurch aus, dass jedes Glied der Kinematik mit höchstens zwei weiteren Gliedern über Gelenke verbunden ist. Dies wird auch als *offene kinematische Kette* (*open-loop kinematic chain*) bezeichnet. In diese Kategorie fallen die meisten eingesetzten Roboter, darunter beispielsweise die Knickarm- oder auch SCARA-Roboter. Eine Parallelkinematik ist durch eine oder mehrere *geschlossene kinematische Kette(n)* (*closed-loop kinematic chain(s)*) gekennzeichnet, deren Endeffektor mit dem Gestell oder Roboterbasis über mehrere unabhängige kinematische Ketten verbunden ist. Besitzt ein Parallelroboter exakt so viele kinematische Ketten wie Freiheitsgrade so spricht man von einem *vollständig parallelen Manipulator* (*fully parallel manipulator*) (Merlet 2006, Gosselin 1988). Hybride Systeme stellen eine Hintereinanderschaltung von parallelen und seriellen Kinematiken dar, das heißt beispielsweise am Endeffektor einer Parallelkinematik ist eine serielle Kinematik befestigt (Merlet 2006). Das SURGISCOPE® fällt unter anderem in diese Kategorie. Auf der Endeffektorplattform einer 3T (3 translatorische Freiheitsgrade) DELTA-Kinematik (Clavel 1988) ist eine 3R (3 rotatorische Freiheitsgrade) serielle Kinematik montiert. Somit kann das Operationsmikroskop mit 6 Freiheitsgraden im Raum positioniert werden.

Im Allgemeinen gilt dass ein serieller Roboter ein sehr schlechtes Verhältnis von Traglast zu Eigengewicht aufweist. Nach Merlet (2006) ist dieses Verhältnis für große Lasten (mehrere Kilogramm) stets kleiner als 0,25 mit einem Durchschnitt von deutlich unter 0,1. Die Ursache hierfür liegt in der Tatsache dass ein Antrieb nahe der Roboterbasis alle Antriebe die näher am Endeffektor liegen ebenfalls beschleunigen muß. Zusätzlich müssen die Glieder ausreichend stabil aufgebaut sein um die Kräfte und Momente, verursacht durch die Nutzlast und Robotergewicht (Glieder, Antriebe, Gelenke, u. s. w.), aufnehmen können. Bei Parallelrobotern verteilt sich die Nutzlast parallel auf mehrere kinematische Ketten und damit auf mehrere Antriebe. In der Regel sind mehrere Antriebe ortsfest montiert, so dass diese nicht von anderen Antrieben beschleunigt werden müssen. Li u. Bone (2001) konnte zeigen dass ein Parallelroboter mit 3 Freiheitsgraden nur 26% der Energie eines seriellen Roboters entsprechender Größe benötigt.

Die *absolute Genauigkeit* ist ein für den Benutzer wichtiges Merkmal und stellt den Abstand dar zwischen der Sollposition des Endeffektors und der tatsächlich erreichten Position. Abweichungen treten hier auf durch mechanisches Spiel im Antrieb, Biegung der Glieder, Qualität im geometrischen Aufbau (Lage- und Formtoleranzen), Genauigkeit der Positionssensoren, Qualität des Positionsreglers und vieles mehr. Im Gegensatz dazu gibt die *Wiederholgenauigkeit* den größten auftretenden Abstand wieder wenn eine Position aus unterschiedlichen Richtungen angefahren wird. Dieser Kennwert ist in der Regel kleiner (besser), da Positionierungsfehler verursacht durch mechanische Verformung und Spiel für eine Endeffektorpose unter gleichen Lastbedingungen einer geringeren Schwankungsbreite

unterworfen sind als wenn sich die Last ändert (also eine Pose ohne und mit einem Werkzeug oder Werkstück angefahren wird). Von den Roboterherstellern wird in der Regel die Wiederholgenauigkeit angegeben. Die absolute Genauigkeit von seriellen Robotern ist bekanntermaßen meist schlecht (Merlet 2006).

3.4.2 Parallelkinematiken

Nach Merlet (2006) wurden die ersten theoretischen Überlegungen zu geschlossenen kinematischen Ketten im Jahr 1645 von Christopher Wren gemacht, gefolgt von Cauchy (1813), Lebesgue (1867) und Bricard (1897). 1928 meldete Gwinnett ein Patent für eine bewegte Plattform (Gwinnett 1931) an. Hierauf sollte die Bestuhlung eines Kinos montiert werden und die Filmvorführung unterstützen. Gough veröffentlichte 1947 eine bewegte Arbeitsplattform mit 3 translatorischen und 3 rotatorischen Freiheitsgraden (3T3R) zum Durchführen von Lebensdaueruntersuchungen von Fahrzeugreifen. Ecken der sechseckigen bewegten Plattform sind über Kugelgelenke mit Linearaktoren verbunden und Kardangelenke bilden die Verbindung der Aktoren mit der Roboter-Grundplatte. Der erste Prototyp wurde 1955 aufgebaut (Merlet 2006). Auch wenn Gough den ersten Parallelroboter entworfen und auch aufgebaut hat wurden *Hexapoden* schon vorher für Vibrationsuntersuchungen verwendet, da das Verhalten der Plattform mit sechs angetriebenen Beinen für kleine Aktorbewegungen leicht bestimmt werden konnte. Diese Systeme sind heute unter *Multi-Simulation Table (MAST)* bekannt (Merlet 2006). Größere Verbreitung fanden die Parallelroboter jedoch erst mit Flugsimulatoren. In den 1960er Jahren entwickelte sich die Luftfahrtindustrie schnell weiter und mit ihr der Aufwand für das Pilotentraining. Zusätzlich mussten viele schwere Systeme auf einem stationären Versuchsstand überprüft werden. Aus diesem Grund wurde zu dieser Zeit nach Kinematiken gesucht die große Lasten (zum Beispiel eine vollständige Flugzeugkanzel) hochdynamisch bewegen konnte. Systeme mussten möglichst mit ihrem tatsächlichen Einsatzgewicht getestet werden, da störende Auswirkungen wie die Corioliskraft mit sinkendem Gewicht abnehmen. Bezugnehmend auf die Einführung ist es nachvollziehbar dass hier serielle Kinematiken schlecht geeignet sind. Stewart (1965) schlug vor, die Flugzeugkanzel auf einer dreieckigen Plattform zu montieren. Deren drei Ecken wurden über Kugelgelenke mit jeweils einem Linearaktor verbunden, der über jeweils einen zweiten aus der vertikalen Lage ausgelenkt werden kann. Alle Linearaktoren sind über Kardangelenke mit dem Gestell verbunden. Wird der kurze Linearaktor für die Schwenkbewegung des Großen verlängert und ebenfalls über ein Kugelgelenk an der Plattform befestigt, so führt Stewart (1965) aus, kann die Plattform über sechs Abstände statt drei Abstände und drei Winkel gesteuert werden. Damit wird der Manipulator von Gough nachgebildet. Mit Stewarts Aufsatz (Stewart 1965) erreichte diese Kinematik den heutigen Bekanntheitsgrad und wird als STEWART-GOUGH- oder häufig kurz STEWART-Plattform bezeichnet (Merlet 2006).

Die patentierte (Clavel 1985) DELTA-Kinematik wurde erstmals von Raymond Clavel vorgestellt (Clavel 1988, 1991). Die bewegte Plattform kann sich in 3 translatorischen Freiheitsgraden bewegen. Dabei bleibt sie stets parallel zur horizontalen $x - y$ -Ebene. Drei Rotationsantriebe mit Gelenkarm sind auf der (ortsfesten) Grundplatte des Roboters befestigt. Ihre Achsen bilden ein gleichschenkliges Dreieck. Die Gelenkarme übertragen die Bewegung der Antriebe auf je ein Parallelogramm: zwei Stabpaare mit jeweils identischer Länge sind über Kugelgelenke miteinander verbunden. Einer der kürzeren Stäbe ist am Ende des angetriebenen Gelenkarms, der andere an der bewegten Plattform befestigt.

Um eine Rotation um die z-Achse zu ermöglichen ist der Greifer drehbar gelagert. Über einen passiv längenveränderlichen, kardangelagerten Stab wird der Antrieb mit dem Greifer verbunden.

Ausgehend von der Arbeit von Clavel gibt es heute eine Reihe von Anwendungen der DELTA-Kinematik. Am Verbreitetsten sind vermutlich DELTA-Roboter im industriellen Umfeld für *Pick-and-Place*-Anwendungen. Die Arbeit von Silva u. a. (2005) beschreibt den Einsatz eines *3T1R*-Roboters mit DELTA-Kinematik zum Tischtennis spielen. Die durchgeführten Messungen (Silva u. a. 2005) verdeutlichen die allgemeine Eigenschaft der DELTA-Kinematik, dass sehr hohe Endeffektor-Geschwindigkeiten möglich sind. Für das gegebene System konnte Silva Endeffektorgeschwindigkeiten bis $3,5 \frac{m}{s}$ ermitteln. Schon früh fand die DELTA-Kinematik ihren Weg in den Operationssaal mit dem SURGISCOPE®. Ursprünglich wurde es als Operationsmikroskopführungssystem entwickelt, bald aber auch zur Führung von chirurgischen Instrumenten eingesetzt (Lueth u. a. 1998). Miller (2002), Department of Mechanical and Materials Engineering, University of Western Australia, stellt vor, wie der Arbeitsraum einer DELTA-Kinematik vergrößert werden kann durch Optimierung der räumlichen Ausrichtung der Antriebsachsen. Entfallen die Antriebe des Roboters und werden durch Absolutwinkelsensoren ersetzt kann die DELTA-Kinematik auch als Computereingabegerät verwendet werden.

Lallemant u. a. (2000) beschreiben den 2-DELTA bestehend aus zwei ineinandergeschachtelte DELTA-Kinematiken. Die beiden Arbeitsplattformen sind durch ein Verbindungselement gekoppelt, welches abhängig von der relativen Lage der Plattformen zueinander im Raum verkippt. An diesem Verbindungselement ist der Endeffektor befestigt.

Der HEXA von Pierrot u. a. (1991) (Laboratoire d'Automatique et de Microélectronique de Montpellier, Université Montpellier II) ist konzeptionell die Weiterentwicklung der DELTA-Kinematik. Hierbei ist die Parallelführung aufgetrennt und jeder der einzelnen Stäbe wird durch einen eigenen Gelenkarm positioniert. Der Endeffektor kann somit im Raum positioniert und orientiert werden, weist also 6 Freiheitsgrade auf. Im Gegensatz zum SURGISCOPE™ stellt der HEXA eine vollparallele Kinematik dar.

Während der DELTA für die Handgelenkdrehung um die Vertikalachse eine längenveränderliche Welle mit Kardangelenken verwendet um die Drehung des Antriebs von der Grundplatte auf die bewegte Plattform zu übertragen geht Adept® Technology, Inc. (Pleasanton, CA, USA) mit ihrem Roboter QUATTRO® s650H einen anderen Weg. Statt drei Arme mit Parallelführungen kommen hier vier Arme zum Einsatz. Die bewegte Plattform ist als Parallelführung aus je zwei *Seitengliedern* und *Nachlaufgliedern* aufgebaut. Jeweils zwei Arme positionieren ein Seitenglied im Raum. Diese sind mit zwei Nachlaufgliedern gekoppelt. Auf einem Nachlaufglied — dem *Drehzapfenglied* — ist der Werkzeugflansch befestigt, auf dem zweiten eine Umlenkrolle. Die Umlenkrolle und der Werkzeugflansch sind mit einem Zahnriemen gekoppelt. Die resultierende Relativbewegung zwischen den beiden Nachlaufgliedern führt zu einer Drehung des Werkzeugflansches, übersetzt durch unterschiedliche Durchmesser beziehungsweise Zähnezahlen von Umlenkrolle und Werkzeugflansch. Die Entwicklung des Adept® QUATTRO® begann am Laboratoire d'Informatique de Robotique et de Microélectronique de Montpellier, Frankreich. Das Konzept wurde erstmals von Pierrot u. a. (1991) vorgestellt, wobei im Laufe der Jahre unterschiedliche Übersetzungskonzepte zur Vergrößerung der Drehamplitude entwickelt und getestet wurden (Pierrot u. Company 1999, Corradini u. a. 2003, Krut u. a. 2003, 2004, Nabat u. a. 2005).

3.5 Defizite am Stand der Technik

Den guten intraoperativen optischen Abbildungseigenschaften und dem Komfort eines motorisierten Operationsmikroskops stehen auch verschiedene Nachteile gegenüber:

Großes Mikroskop: Ein motorisiertes Operationsmikroskop beansprucht im begrenzten Umfeld um den Patienten viel Platz. Die benötigte Grundfläche beträgt bis zu $1 \times 2 \text{ m}^2$ und $40 \times 70 \text{ mm}^2$ im chirurgischen Arbeitskorridor (Strauß u. a. 2008).

Schweres Mikroskop: Der Haltearm der Mikroskopoptik besitzt in der Regel eine serielle Kinematik. Im Zusammenspiel mit einer mehreren Kilogramm schweren Optik muss der Arm entsprechend stabil und dessen Antriebe ausreichend antriebsstark ausgelegt sein. Dies führt zu einem hohen Gesamtgewicht mit entsprechenden Belastungen für den Boden beziehungsweise Decke und den Befestigungsschrauben. Dies hat prinzipbedingt auch eine hohe Trägheit des Systems zur Folge, so dass das Mikroskop nur relativ langsam bewegt werden kann.

Vibrationen: Vibrationen des Gebäudes (Boden, Wand, Decke) übertragen sich auf das Gestell des Mikroskops und regen das Mikroskop zu Schwingungen an. Das sich so bewegende Bild erschwert dem Chirurgen das präzise Führen der Instrumente. Dies kann Auswirkungen sowohl auf die Dauer als auch die Qualität des Eingriffes haben.

Begrenzter Arbeitsraum Mikroskop: Der Arbeitsraum der angetriebenen Achsen von Operationsmikroskopen ist oft relativ klein, so dass nicht alle für die HNO-Chirurgie notwendigen Posen eingenommen werden können (Gunkel u. a. 2000).

Während das VITOM System die oben genannten Nachteile des Operationsmikroskops begegnet, weist es dennoch auch Nachteile auf. Ursache hierfür ist vor allem dass die Optik mit einem passiven Gelenkarm auf das Operationsgebiet ausgerichtet wird und kein aktives Halte- und Führungssystem verfügbar ist:

Unterbrechung und Sedieren: Zur Neuausrichtung der Optik muss der Chirurg den Eingriff unterbrechen, das Instrument aus der Hand geben, Ausrichten und nachdem er das Instrument wieder aufgenommen hat weiterfahren. Das Lösen und Festziehen der Feststellschraube des Gelenkarms erfordert viel Kraft im Vergleich zur Präparation. Aus diesem Grund muss der Chirurg die Hand sich wieder beruhigen (sedieren) lassen um ein übergebühliches Zittern zu vermeiden.

Keine Telemanipulation: Ein passives Haltesystem erlaubt keine telemanipulierte Ausrichtung der Optik. Hierbei würde das VITOM motorisiert kraftarm positioniert und ausgerichtet unter Verwendung von Bedienelementen wie Taster oder Joysticks. Es wäre auch ein Ansatz denkbar, wo ein Chirurg durch einen weit entfernt sitzenden Experten unterstützt würde. In diesem Fall würde das Videobild zum Beispiel über das Internet zum Experten übertragen, ebenso wie in entgegengesetzter Richtung die Steuerbefehle zur Positionierung des VITOMS.

Keine Navigation: Motorisierte Operationsmikroskope erlauben teilweise die Kopplung der Steuerung an chirurgische Navigationssysteme. Dadurch kann gezielt ein bestimmtes anatomisches Merkmal in den Fokus des Mikroskops gefahren werden oder intraoperativ abgespeicherte Positionen wieder angefahren werden. Das Fehlen einer aktiven Positioniereinheit verweigert eine solche Funktionalität.

3.6 Aufgabenstellung

Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung eines aktiven Positioniersystems für das Storz VITOM System. Das vorgeschlagene und entwickelte System soll sich durch folgende Eigenschaften auszeichnen:

Manipulator zur automatisierten Bewegung des VITOM: Ein Manipulator soll das motorisierte Ausrichten des VITOMs auf das Operationsgebiet ermöglichen, in Anlehnung an die motorisierten Stative von Operationsmikroskopen. Die Anzahl der Freiheitsgrade muss mindestens drei betragen, um das Bild scharf stellen zu können sowie den Bildausschnitt auf dem Monitor in zwei Richtungen verschieben zu können. Der Manipulator besteht aus starren Gliedern, verbunden durch bewegliche Gelenke. Zur motorisierten Bewegung des VITOMs in drei Freiheitsgraden müssen mindestens drei Gelenkfreiheitsgrade aktiv angetrieben sein.

Geringe Bedienkräfte: Zur Steuerung des Manipulators sollen die Bedienkräfte in einer ähnlichen Größenordnung sein wie die feinmotorische Präparation während eines HNO-chirurgischen Eingriffs. Ziel ist, dass ein Chirurg nach der Neupositionierung des VITOM seine Hände nicht sedieren muss und zügig mit der Präparation fortfahren kann.

Kompakte Bauweise: Das Manipulatorsystem soll kompakt aufgebaut sein, dass es von einer Person getragen sowie auf- und abgebaut werden kann. Im Gegensatz zu rollbaren Systemen stellen Schläuche und Kabel auf dem Boden kein Hindernis dar. Es soll patientennah und flexibel an der Werkzeugschiene des Operationstisches befestigt werden können, so dass es für unterschiedliche Eingriffe im HNO-Bereich verwendet werden kann.

Geringes Eigengewicht: Der Einsatz des leichten VITOM Systems im Vergleich zu einer Mikroskopoptik senkt träge Masse. Als Konsequenz hieraus kann der Manipulator zum Halten des Endoskopkameranagements, insbesondere dessen bewegte Komponenten, leichter aufgebaut sein. Die tendenziell höhere mechanische Eigenfrequenz erlaubt höhere Beschleunigungen des Endoskopkameranagements, senkt aber auch die im bewegten System gespeicherte Energie. Mechanische Schwingungen des Systems verursachen somit geringere Lagerungskräfte in der Manipulatoraufnahme am Operationstisch.

4 Positioniereinheit für eine chirurgische Optik mit entferntem Brennpunkt

Im Folgenden werden die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Ansätze zur Realisierung einer Positioniereinheit für das Storz VITOM auf Basis einer DELTA-Kinematik vorgestellt.

4.1 Eigener Ansatz

Das in dieser Arbeit vorgestellte und entwickelte System zeichnet sich durch folgende Eigenschaften aus:

Manipulator: Der Manipulator zum Halten und Ausrichten der chirurgischen Optik besteht aus einer parallelen Kinematik. Grundlage hierfür bildet die DELTA-Kinematik von Clavel (1988). Im Vergleich zu einer seriellen Kinematik wie beispielsweise die eines Knickarmroboters erlaubt sie einen leichten und transparenten Aufbau durch Verwendung von schlanken Gliedern. Der Antrieb der drei Achsen für die rein translatorische Bewegung erfolgt mit kompakten Servoantrieben rotationssymmetrisch montiert auf der Mantelfläche eines rohrförmigen Grundgestells. Hierdurch können die lateralen Abmessungen der Grundeinheit minimal gehalten werden. Dünne passive Arme vermeiden unnötige zu beschleunigende Masse bei gleichzeitig ausreichender Traglast für das Endoskopkameranystem. Eingerastet in die Halterung an der Endeffektorplattform trägt es die VITOM-Optik. Der Manipulator zur Feinausrichtung wird mit einem Gelenkarm zur Grobausrichtung an der Schiene des Operationstisches befestigt.

Manipulatorsteuerung: Die Steuerung der aktiven Komponenten des Manipulators übernimmt ein Mikrocontrollersystem. Dieser liest die Benutzerbefehle über die Eingabeinheit ein und errechnet daraus — zustandsgesteuert — die neue Position des Endeffektors. Mit Hilfe der inversen Kinematik werden daraus die notwendigen Stellwinkel für die Servoantriebe bestimmt und vom Drehwinkel *Radiant* in Stellgrößen für die Servoantriebe umgerechnet. Mit diesen Werten werden die tatsächlichen Signale für die Servoantriebe erzeugt. Ebenso sind verschiedene Sicherheitsfunktionen in Hard- und Software umgesetzt. Es erfolgt eine Überwachung der Versorgungsspannungen.

Schnell und einfach aufzubauen: Das Manipulatorsystem besteht aus drei wesentlichen Komponenten die vor dem Einsatz vorbereitet werden müssen: dem Manipulator, der Bedienkonsole mit Steuerung und den Netzgeräten. Zum Aufbau des Systems wird zunächst der Gelenkarm mit einer Klemme an der Werkzeugschiene des Operationstisches befestigt und der Manipulator in die Aufnahme gesteckt. Ebenfalls wird die Bedienkonsole mit Steuerung an der Werkzeugschiene festgeklemmt. Die elektrische Verbindung zwischen der Steuerung und Manipulator erfolgt mit einem verpolungssicheren und eindeutig kodierten Kabel. Nach der Verbindung des Manipulators mit den Netzgeräten kann die sterile Umgebung mit Schutzfolien hergestellt

werden. Die Steuerung zeichnet sich dadurch aus dass für die Initialisierung der Hard- und Software keine wesentliche Zeit benötigt wird. Das heißt nach dem Verbinden der Netzgeräte mit dem Stromnetz ist der Manipulator in Sekunden bereit. Abschließend wird die sterile Kamera mit Optik in die Halterung eingerastet.

Bediensystem im sterilen Umfeld: Alle notwendigen Interaktionen zwischen Chirurg und dem Manipulatorsystem können aus dem sterilen Operationsumfeld erfolgen. Insbesondere ist es dem Chirurgen möglich, die Kamera bei Bedarf mit dem Gelenkarm zum Operationsgebiet hin- und anschließend wieder wegzuschwenken. Ebenso kann die Steuerung des Manipulators ebenfalls durch den Chirurgen selbst erfolgen. Kommunikationsprobleme mit dem Assistenten zur Steuerung des Systems sind somit ausgeschlossen.

4.2 Abgrenzung

Diese Arbeit befasst sich mit dem Halten und Führen einer Endoskopkamera mit VITOM-Optik. Wichtige Probleme, die in dieser Arbeit nicht behandelt werden sind unter anderem:

Kurzbrennweitige Endoskopoptiken: Der Einsatz des Manipulators zum Positionieren einer konventionellen kurzbrennweitigen Endoskopoptik ist nicht vorgesehen. Grundsätzlich unterscheidet sich dessen Einsatz zur langbrennweitigen VITOM-Optik darin, dass die kurzbrennweitige Optik gezwungenermaßen in den Körper des Patienten eingeführt werden muss. Hierzu dienen geschaffene oder natürliche Körperöffnungen wie z. B. die Nase (Krinninger u. a. 2008b, a). Wird wie mit dem VITOM nur von außerhalb des Körpers auf das Operationsgebiet geblickt, hat dies Einfluss auf die Steuerung. Es dominieren hier translatorische über rotatorische Bewegungen, da es keine Kollision mit der Körperöffnung geben kann und deren Einsatz einfacher ist. Bei kurzbrennweitigen Endoskopoptiken liegt der Drehmittelpunkt (Pivotpunkt) praktisch immer innerhalb der Optik am Durchtrittspunkt in den Körper des Patienten um Verletzungen zu vermeiden. Beim VITOM idealerweise im Schnittpunkt der optischen Achse mit der Fokusebene (Fokuspunkt) auf dem darzustellenden Operationsgebiet. Da sich die Optik außerhalb des Körpers befindet, ist eine exakte Einhaltung des Drehmittelpunktes nicht notwendig. Im Gegenteil ist die exakte Lage des Fokuspunktes nicht ermittelbar, da dieser von der an der Endoskopkamera mechanisch eingestellten Fokuslage abhängt.

Universalroboter: Zum Führen und Halten des VITOM Systems wird kein universeller Roboter verwendet. Im Gegensatz zu Strauß u. a. (2007) soll ein anwendungsspezifischer Manipulator entwickelt werden, ohne den Anspruch einer allgemeinen Einsatzfähigkeit des Systems.

Autoklavierbare Kinematik: Alle Gegenstände, die sich während eines chirurgischen Eingriffs im sterilen Bereich befinden müssen steril sein. Hierzu gibt es grundsätzlich zwei verschiedene Herangehensweisen. Komponenten die der Chirurg während des Eingriffs, auch versehentlich, berühren kann, werden entweder mit einer sterilen Folie abgedeckt oder selbst sterilisiert. Bei der Sterilisation wird das System entweder mit einer Flüssigkeit gereinigt oder teilweise oder als Ganzes in einem Autoklav gereinigt. Autoklavieren ist ein Prozess, bei dem heißer, unter Druck stehender

Wasserdampf Krankheitskeime abtötet. Die hierbei herrschenden Bedingungen stellen höchste Anforderungen an das elektromechanische System an Dichtigkeit und Temperaturbeständigkeit. Eine solche Herangehensweise beschreiben Schauer u. a. (2003) sowie Koulechov u. a. (2006). Das entwickelte Manipulatorsystem wird für den Operationseinsatz ausschließlich mit kommerziell erhältlichen Folien abgedeckt, eine Autoklavierbarkeit war nicht Ziel der Arbeit.

Silent Butler/Mitaka: Die Positionierung des VITOM soll aktiv angetrieben erfolgen. Ein unterstütztes Lösen der Gelenkfeststellungen von Gelenkarmen mittels Druckluft (Storz POINT SETTER Arnholt u. Mair (2002), Aesculap *Unitrac*) oder Piezoaktoren (SurgiTAIX ENDOTAIX) ist nicht vorgesehen.

5 Konzept und Systementwurf

Ausgehend vom eigenen Ansatz werden nachfolgend die Komponenten der Positioniereinheit für das Storz VITOM beschrieben.

5.1 Konzept

Grundlage für die Entwicklung der Positioniereinheit ist die Auswahl einer geeigneten Kinematik für den Manipulator sowie die Steuerung durch den Benutzer.

5.1.1 Kinematik

Folgende Kriterien zur Auswahl einer geeigneten Kinematik zum Halten und Führen des VITOM während eines HNO-chirurgischen Eingriffs wurden identifiziert:

Tragkraft: Die Ausgewählte Kinematik muss geeignet sein, das Gewicht der Endoskopkamera mit Optik sowie das Anschlusskabel für das Kamerasignal und den Lichtleiter von etwa 400 g zu bewegen. Zusätzlich entstehen Zugkräfte auf die Kabel.

Baugröße: Der Manipulator soll im aufgebauten Zustand das Arbeits- und Sichtfeld des Chirurgen möglichst wenig einschränken.

Eigengewicht: Das Eigengewicht des Manipulators soll so gering sein, dass es von vollständig von einer Person in einem Koffer transportiert und an der Werkzeugschiene des Operationstisches montiert werden kann.

Arbeitsraum: Im Hinblick auf den Einsatz des Halte- und Führungssystems in der HNO-Chirurgie soll der Manipulator in der Lage sein, das VITOM in einem Volumen von etwa $100 \times 100 \times 50 \text{ mm}^3$ positionieren zu können.

Nachgiebigkeit: Der mechanische Aufbau der Kinematik soll eine Nachgiebigkeit erlauben, so dass Beschädigungen durch Berührung und Handhabung des Manipulators und des Endoskopkameranagements während des chirurgischen Eingriffes vermieden werden. Nicht verfolgt werden soll die Erzeugung von Nachgiebigkeit durch definierte Regelung der Antriebe.

Kartesisch: Für den Einsatz des Manipulators in der HNO-Chirurgie wird erwartet, dass eine kartesische Steuerung von Vorteil sein kann.

Die betrachteten Kinematikkonzepte, serielle Kinematiken, der Hexapod und der DELTA (Bild 5.1), werden nachfolgend kurz vorgestellt und jeweils die Kriterien bewertet. Das Ergebnis ist in Tabelle 5.1 zusammengefasst.

Serielle Kinematiken (Bild 5.1a) bestehen aus der Hintereinanderanordnung von Gliedern die durch Gelenke miteinander verbunden sind und so eine offene kinematische Kette

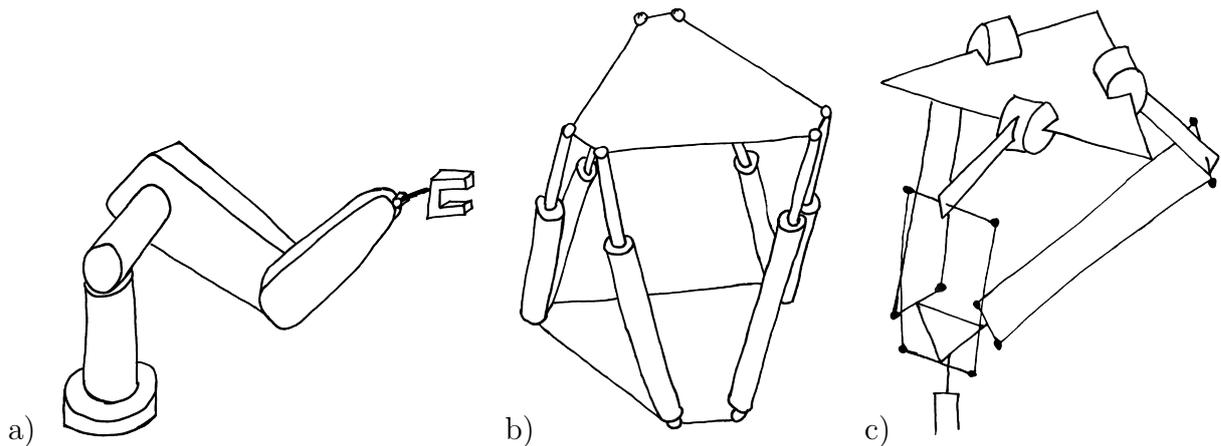


Bild 5.1: In Erwägung gezogene Kinematikkonzepte zur Positionierung des Storz VITOM in Anlehnung an Craig (2005) und Merlet (2006). a) Serielle Kinematik am Beispiel des PUMA. b) Der Hexapod nach STEWART-GOUGH. c) Der DELTA nach Clavel (1988).

bilden. Abhängig von der Art (Drehgelenk, Schubgelenk, u. s. w.) und Topologie (Reihenfolge, Ausrichtung) der ersten drei Antriebe werden sie in verschiedene Gruppen eingeteilt (siehe Craig (2005, Kap. 8.3)). Für die Anwendung als Positionierkinematik für das VITOM wird jedoch nur die sehr verbreitete *Knickarm*-Kinematik betrachtet. Sie besitzt ausschließlich Drehgelenke und erlaubt, abhängig von der Anzahl der Gelenke, bis zu sechs Freiheitsgrade zuzüglich Freiheitsgrade des Handgelenks. Normalerweise besitzt er zwei Schultergelenke, ein vertikales und ein horizontales und ein (normalerweise zu letzterem paralleles) Ellenbogengelenk zur Positionierung des Endeffektors im Raum. Zur Orientierung desselben besitzt er zwei bis drei Handgelenke. Der PUMA gehört beispielsweise in diese Gruppe (Craig 2005, Kap. 8.3).

Grundsätzlich ist zu erwarten, dass eine serielle Kinematik entworfen und gebaut werden kann, deren *Tragkraft* groß genug ist um das Endoskopkammersystem positionieren zu können. Jedoch zeigen andere Ansätze, dass die *Baugröße* (Schuller u. a. 2008, Knapp u. a. 2008, Rilk u. a. 2010) und damit auch das *Eigengewicht* (Merlet 2006, Kap. 1) relativ hoch ausfallen. Bei vergleichbaren Abmessungen ist der *Arbeitsraum* von seriellen Kinematiken in der Regel relativ groß im Vergleich zu Parallelkinematiken. Prinzipbedingt ist die *Nachgiebigkeit* sowohl von Struktur als auch der Antriebe begrenzt. Zu klären ist, ob es möglich ist definierte Nachgiebigkeiten zu erzeugen. Der Einsatz von Drehgelenken wie bei Knickarm- oder SCARA-Kinematiken führt zu kreis- oder kugelförmigen Bewegungen, die nur in der Nähe von Sonderlagen zu *kartesischen* Bewegungen führt.

Der Hexapod (Bild 5.1b) ist eine verbreitete¹ *6-UPS* Parallelkinematik, die unter dem Namen STEWART-GOUGH-Plattform (Stewart 1965) bekannt wurde. Dessen Arbeitsplattform ist über 6 Beine mit dem Gestell verbunden, deren Längen unabhängig voneinander mittels Linearantriebe verändert werden können (*Prismatic joint*). Sie

¹Hexapod: eingetragene Marke (Merlet 2006, Kap. 2.4.6.1)

sind einerseits mit Kardangelenken (*Universal joint*), andererseits mit Kugelgelenken (*Spherical joint*) mit den Plattformen (Gliedern) verbunden.

Die potentiell hohe *Tragkraft* ist schon am Anwendungsfall von Stewart (1965) als Trägerplattform für eine Flugzeugkanzel zum Einsatz in einem Flugsimulator erkennbar. Durch den Einsatz von je einer Plattform für Gestell und Endeffektor ist die *Baugröße* tendenziell lateral ausgedehnter aber auch kürzer als bei seriellen Kinematiken. Wie bei Parallelkinematiken üblich ist das *Eigengewicht* relativ gering im Vergleich zu seriellen Kinematiken (Li u. Bone 2001), bei jedoch geringerem *Arbeitsraum*. Eine gezielte Anpassung der *Nachgiebigkeit* ist bei dem Einsatz von aktiven Schubgelenken tendenziell einfacher zu realisieren, wobei eine Beschädigung der Antriebe hierbei vermieden werden muss, also eine Entkopplung zwischen nachgiebigen Strukturen und Antrieben erfolgen muss. Drehgelenke führen beim Hexapod nur Ausgleichsbewegungen aus, so dass die Kinematik 6 Freiheitsgrade besitzt. Dadurch wird erwartet, dass *kartesische* Bewegungen der Arbeitsplattform leichter umzusetzen sind als bei Knickarmkinematiken.

Der Delta: (Bild 5.1c) (Clavel 1988) ist eine Parallelkinematik vom $3\text{-}\underline{R}R P_a R$ -Typ. 3 im 120° -Winkel angeordnete Arme verbinden das Gestell mit der Arbeitsplattform. Dabei sind die gestellseitigen Schulter-Drehgelenke (*Revolote joint*) mit den Oberarmen angetrieben. Das passive Ellenbogengelenk erlaubt eine Drehung des als P_a rallelogramm ausgeführten Unterarms um eine Achse parallel zum angetriebenen Schultergelenk. Die ebenfalls passiven Drehgelenke des Handgelenks an der Arbeitsplattform bleiben durch den Aufbau der Kinematik stets parallel zu den Schulter- und Ellenbogengelenken und die Arbeitsplattform bewegt sich stets rein translatorisch in 3 Freiheitsgraden (3T) (Merlet 2006, Kap. 2.4.3.1).

Ursächlich des parallelen Aufbaus der DELTA-Kinematik ist die *Tragkraft* höher als bei seriellen Kinematiken, jedoch eher kleiner als bei einem Hexapod. Die *Baugröße* des DELTA ist auf Grund seiner kinematische Struktur in lateraler wie auch axialer Ausdehnung größer im Vergleich zum Hexapod, jedoch bei größerem *Arbeitsraum*. Es wird erwartet, dass bei gegebener Tragkraft das *Eigengewicht* vergleichbar mit dem Hexapod ist. Durch den Einsatz von dünnen Stäben sowie Rotationservoantrieben ist die *Nachgiebigkeit* relativ leicht umzusetzen. Ähnlich dem Hexapod wird erwartet, dass *kartesische* Bewegungen leichter umzusetzen sind als bei Knickarmkinematiken.

Wie Tabelle 5.1 zu entnehmen ist die DELTA-Kinematik unter den betrachteten Kinematiken und den aufgestellten Bewertungskriterien die geeignetste Kinematik zur Umsetzung eines Positioniersystems für das Storz VITOM zum Einsatz in der HNO-Chirurgie.

5.1.2 Steuerung

Neben der Auswahl einer geeigneten Kinematik spielt auch dessen Steuerung durch den Benutzer eine entscheidende Rolle. Hierzu sind unterschiedliche Konzepte vorstellbar und auch schon in anderen Anwendungsgebieten umgesetzt worden. Nachfolgend werden der telemanipulierte Betrieb, automatisches Tracking und die Steuerung durch ein chirurgisches Navigationssystem betrachtet (Bild 5.2).

Bei der *Telemanipulation* (Bild 5.2a) steuert der Bediener den Manipulator durch Eingabelemente einer Bedienkonsole. Sowohl die Bedienkonsolen als auch deren Eingabele-

Tabelle 5.1: Charakterisierung möglicher Kinematiken. Die Kriterien sind entsprechend ihrer Wichtigkeit für den Einsatz als Positioniersystem für das Storz VITOM gewichtet. Jedem Kriterium werden für alle Kinematiken Punkte im Bereich von 1 (schlecht) bis 6 (sehr gut) vergeben und in der Tabelle in runden Klammern () angegeben. Die Punkte werden mit dem Gewichtungsfaktor multipliziert und neben dem ungewichteten Wert angegeben. Als Bewertungskriterium zur Auswahl einer geeigneten Kinematik dient die Summe der gewichteten Kriterienpunktzahlen.

	Gewichtung	Serielle Kinematik	Hexapod	Delta
Tragkraft	2	(1) 2	(6) 12	(5) 10
Baugröße	3	(1) 3	(6) 18	(5) 15
Eigengewicht	3	(1) 3	(6) 18	(6) 18
Arbeitsraum	2	(6) 12	(1) 2	(3) 12
Nachgiebigkeit	1	(1) 1	(3) 3	(6) 6
Kartesisch	1	(1) 1	(4) 4	(4) 4
Σ		22	57	65

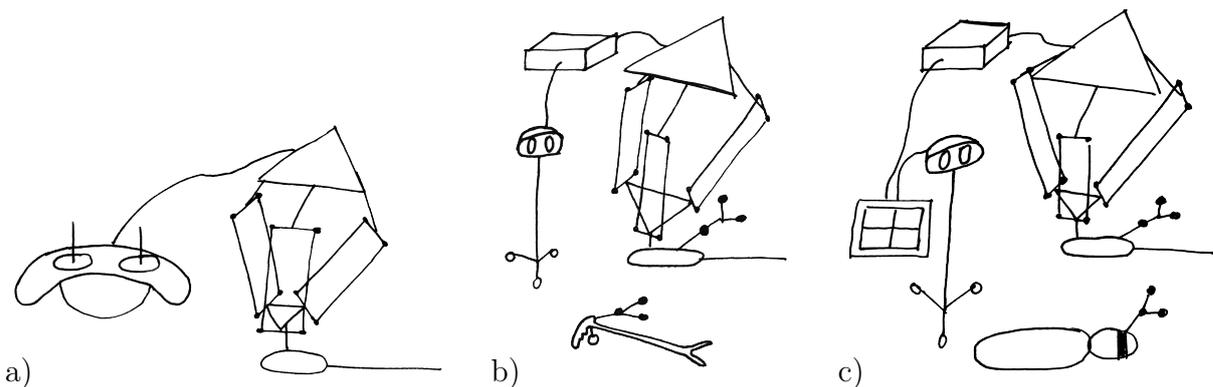


Bild 5.2: Verschiedene Konzepte zum Steuern des Manipulators durch den Benutzer. a) Telemanipulation: Steuerung durch Eingabelemente einer Bedienkonsole, z. B. Joysticks. b) Automatisches Tracking: Der Manipulator folgt der Spitze eines chirurgischen Instrumentes unter Einsatz eines Positionsmesssystems. c) Navigierte Steuerung: Ein chirurgisches Navigationssystem steuert die Pose des Manipulators.

mente können unterschiedliche Komplexität aufweisen. Dies führt von einer handgehaltenen Konsole mit Taster und/oder Joysticks wie beispielsweise bei Hurteau u. a. (1994) vorgestellt bis hin zu einer freistehenden Konsole mit 3D-Bildschirm und eigens entwickelten Kinematiken zur Steuerung der da Vinci® Manipulatoren (Shennib u. a. 1998). Dabei ist die Bedienkonsole mit Kabel oder Funk (Polet u. Donnez 2004) mit dem Manipulator beziehungsweise dessen Steuerrechner verbunden. Der Bediener steuert den Manipulator meist auf Sicht, entweder direkt oder durch ein (Video-) Endoskop, und positioniert den Fokus der Optik entsprechend den Anforderungen des Eingriffs.

Automatisches Tracking (Bild 5.2a) zeichnet sich durch die automatisierte Nachführung von chirurgischen Instrumenten aus. Die Position des Instruments kann entweder direkt mit dem Kamerabild ermittelt werden (Wei u. a. 1997) oder Positionssensoren, z. B. optische Stereokameramesssysteme, verwendet werden, die die Pose des Instruments und des Endoskopkameranassystems bestimmen. Im Falle von optischen Stereokameramesssystemen sind dazu optische Tracker an der Endoskopkamera beziehungsweise der Optik sowie am Instrument befestigt.

Die *navigierte Steuerung* (Bild 5.2c) geht noch einen Schritt weiter. Im Vorfeld des Eingriffes wird hier mit medizinischen Bildgebungsverfahren (Computertomographie, Magnet-Resonanz-Tomographie) ein 3D-Modell des Operationsgebietes erstellt (Lüth 2006). Während des Eingriffes kann das chirurgische Navigationssystem den Manipulator steuern, so dass der Fokus des Kamerasystems auf ein prä- oder intraoperativ ausgewähltes Detail gerichtet wird (Schauer u. a. 2003).

Im Rahmen dieser Arbeit wird die telemanipulierte Steuerung des Manipulators beschrieben und umgesetzt als Grundlage für nachfolgende Arbeiten für automatisches und navigiertes Tracking.

5.2 Systementwurf

In diesem Abschnitt wird der Systementwurf beschrieben, der die im vorhergegangenen Abschnitt beschriebene Funktionalität bereitstellt.

5.2.1 Statische Systembeschreibung

Das System besteht aus folgenden Komponenten:

- Manipulator
- Bedienkonsole
- Steuerung und Elektronik
- Endoskopkameranassystem

In Bild 5.3 sind die einzelnen Bestandteile des Halte- und Führungssystems für chirurgische Optiken dargestellt. Im Folgenden werden die einzelnen Hardware- und Softwarekomponenten näher beschrieben.

Manipulator

Das zentrale Element der Positioniereinheit stellt der eigens zu diesem Einsatz entwickelte Manipulator auf Basis der parallelen DELTA-Kinematik von Clavel (1988) dar (Bild 5.4). Sie erlaubt den Endeffektor in drei translatorischen (3T) Freiheitsgraden im Raum zu bewegen. Auf dem Grundgestell (1) sind im 120°-Winkel drei Servoantriebe (3) befestigt. An jedem von ihnen ist ein Oberarm (5) befestigt. Der Unterarm (6) besteht aus einer Parallelführung: zwei Teilarme (6.1) identischer Länge sind über Kugelgelenke mit zwei Abstandhalter (6.2) identischer Länge verbunden. Einer der Abstandhalter ist in den Oberarm integriert, während der andere mit der bewegten Arbeitsplattform (2) verbunden ist. In der klassischen DELTA-Kinematik ist die Verbindung zwischen Abstandhalter

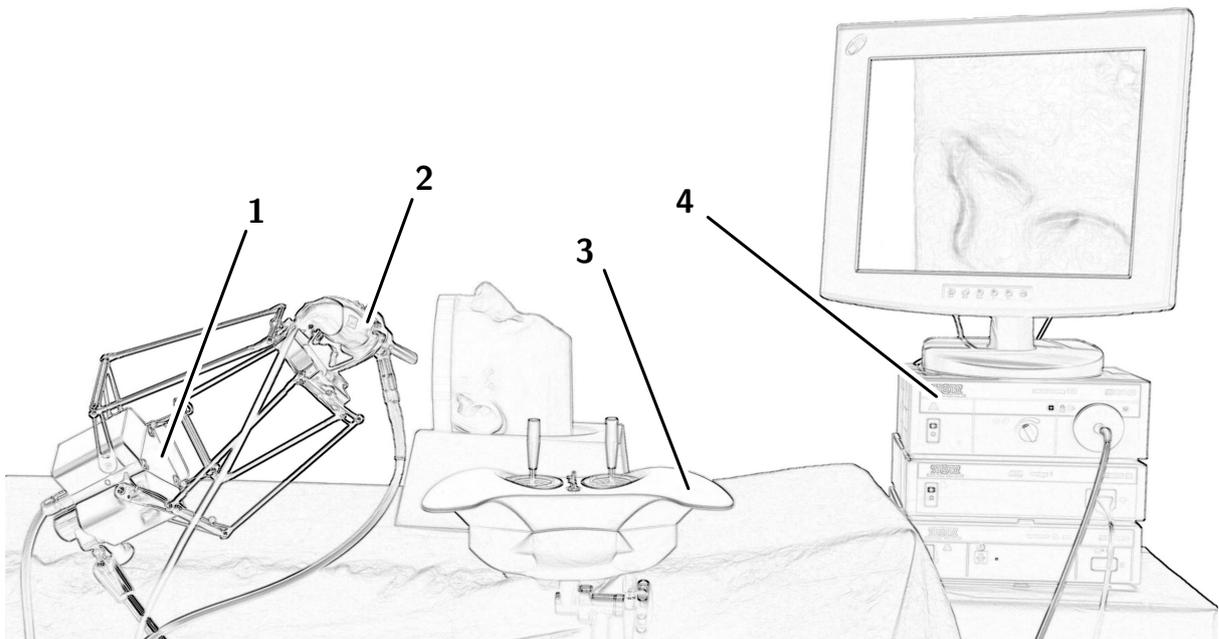


Bild 5.3: Bestandteile des Positioniersystems für das Storz VITOM. (1. Manipulator und 3. Bedienkonsole mit Manipulatorsteuerung sind die Hauptbestandteile des Positioniersystems. Die 2. Endoskopkamera mit Optik kann als *Werkzeug* des Manipulatorsystems angesehen werden, wobei sie kein integraler Bestandteil ist. Vervollständigt wird die Endoskopkamera durch eine 4. Bildauswerteeinheit mit Monitor sowie einer Lichtquelle).

und Arbeitsplattform starr. Drei zusätzliche Servoantriebe (4) auf der bewegten Arbeitsplattform erlauben relative Winkeländerungen zwischen Plattform und Abstandhalter. Dadurch kann die Arbeitsplattform mit drei rotatorischen (3R) Freiheitsgraden im Raum ausgerichtet werden (*Schwenkplattform*, SPF). Nicht dargestellt ist in Bild 5.4 die Kamerahalterung. Sie ermöglicht das Einrasten der Endoskopkamera in einem beliebigen Winkel um die Längsachse der Kamera, Reibung verhindert ein selbständiges Verdrehen der Kamera. Der Manipulator wird mit einem Gelenkarm an der Werkzeugschiene des Operationstisches befestigt. Über den Flansch (7) wird er mit dem Gelenkarm verbunden. Selbstblockierende Bremsen verhindern ein Absacken des Manipulators bei Ausfall der Servo-Spannungsversorgung.

Bedienkonsole

Die Bedienkonsole (Bild 5.5) bildet die Schnittstelle zwischen dem Benutzer und dem Manipulatorsystem. Sie besteht aus zwei Joysticks (1) sowie einem Drei-Wege-Schalter mit Tastfunktion (2) und je einen Sensor in der linken und rechten Handablage (3) zur Erkennung einer abgelegten Hand. Eine grüne Leuchtanzeige (4) zeigt die Spannungsversorgung der Bedienkonsole an und eine rote (5) die Freigabe der Steuerungsfunktion (siehe unten). Der Drei-Wege-Schalter erlaubt das Umschalten zwischen der Ansteuerung der translatorischen und der rotatorischen Freiheitsgrade des Manipulators. Zum Verfahren

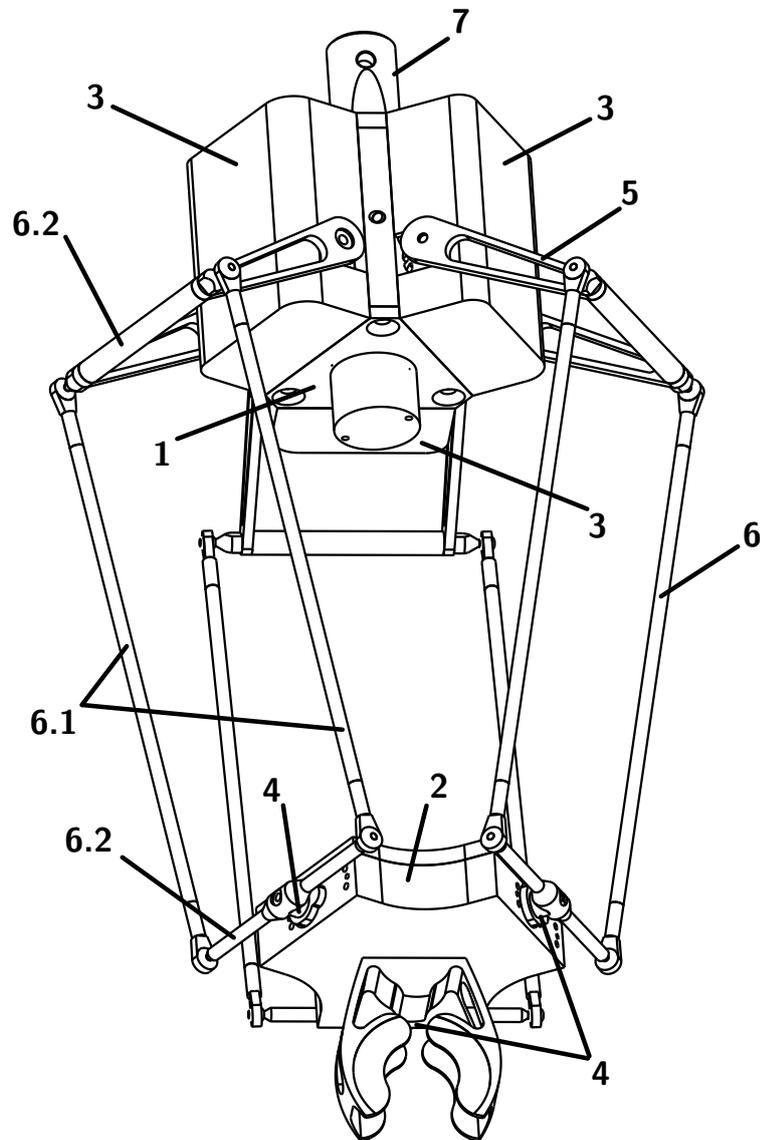


Bild 5.4: Die Komponenten des Manipulators (1. Grundgestell, 2. bewegte Arbeitsplattform, 3. Servoantrieb Hauptachse, 4. Servoantrieb Nebenachse, 5. Oberarm, 6. Unterarm als Parallelführung, 6.1. Teilarm, 6.2. Abstandhalter, 7. Flansch Gelenkarm).

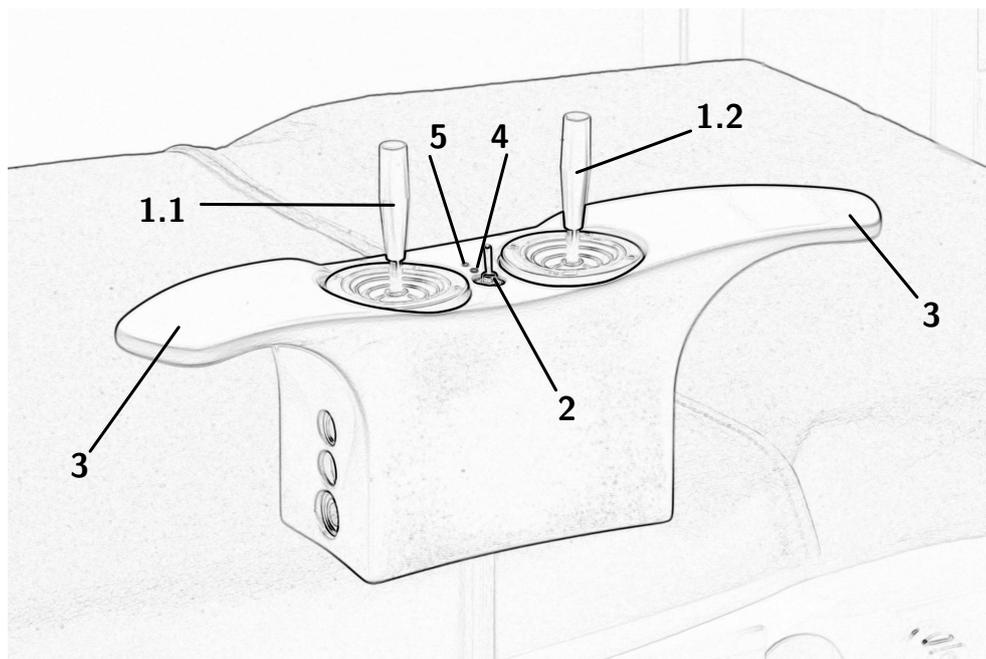


Bild 5.5: Bedienkonsole (1. Joystick, 2. Drei-Wege-Schalter mit Tastfunktion zur Auswahl der Steuerung der translatorischen oder rotatorischen Freiheitsgrade, sowie des Verfahrens in den Arbeitsraummittelpunkt mittels Tastfunktion, 3. Handablage mit Handerkennung, 4. grüne Leuchtanzeige zur Signalisierung der Spannungsversorgung, 5. rote Leuchtanzeige zur Signalisierung der Steuerungsfreigabe).

des Manipulators mit den Joysticks (1) müssen beide Hände auf den Handablagen (3) liegen, um ein ungewolltes Bewegungen des Manipulators zu verhindern. Die Tastfunktion des Schalters erlaubt es dem Benutzer, den Manipulator in die Mitte seines Arbeitsraumes zu verfahren. In dieser Pose (Position und Ausrichtung des Endoskops bezüglich dem Grundgestell) kann der Chirurg den Manipulator mit dem Gelenkarm grob so ausrichten, dass der Fokus des Endoskops auf dem Situs liegt.

Steuerung und Elektronik

Für die Manipulatorsteuerung (Bild 5.6) kommen im Wesentlichen zwei 8-bit Mikrocontroller der AVR ATmega-Reihe von Atmel Corp., San Jose, CA, USA zum Einsatz. Ein ATmega2560 übernimmt die Hauptaufgaben aus Einlesen der Benutzereingaben, deren Verarbeitung, Berechnung der Stellwinkel für die Servoantriebe sowie Erzeugung der Servo-Signale. Überwacht wird der *Steuerungs*-Controller von einem ATmega168. Dieser *Watch-dog*-Controller überwacht die Durchlaufzeit der Hauptschleife des Steuerungs-Controllers und die Servo-Signale. Liegen die Werte außerhalb gültiger Toleranzgrenzen hält er den Steuerungs-Controller im Reset, so dass die Servoantriebe keine neuen Winkelpositionen erhalten. Ebenso verfährt er wenn die Versorgungsspannungen für die Steuerungselektronik und Servoantriebe außerhalb tolerierbarer Grenzen liegen. Um möglichst präzise zeitabhängige Signale erzeugen beziehungsweise messen zu können werden beide Mikrocontroller mit einem Quarz getaktet. Im Vergleich zu einem RC-Schwingkreis weisen Quarze eine höhere

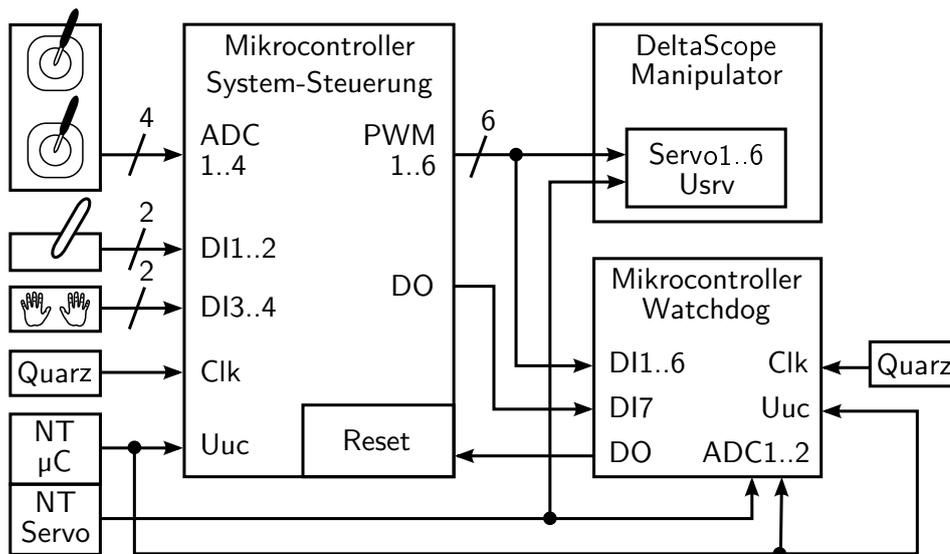


Bild 5.6: Die Manipulatorsteuerung besteht aus einem System- und einem Watchdog-Controller. Der Steuerungs-Controller liest die Benutzereingaben ein und berechnet daraus die Stellwinkel der Servoantriebe und wandelt sie in geeignete Signale um, soweit das Aufliegen der Hände auf den Handablagen erkannt wird. Überwacht werden die so erzeugten Signale von dem Watchdog-Controller auf Gültigkeit, ebenso wie die Versorgungsspannungen für die Steuerung und der Servoantriebe. Ist einer der Parameter außerhalb des erlaubten Bereichs, wird der Steuerungs-Controller im Reset-Zustand gehalten und die Erzeugung der Servo-Signale unterbleibt — der Manipulator verbleibt in seinem Zustand zum Zeitpunkt des Fehlerfalls. Zur erneuten Inbetriebnahme muss die Versorgungsspannung des Systems getrennt und wiederhergestellt werden.

Frequenzstabilität über die Versorgungsspannung und Umgebungstemperatur auf. Zum Erreichen einer möglichst kurzen Durchlaufzeit der Hauptschleife wird der Steuerungs-Controller mit der höchst zulässigen Frequenz von 16 MHz getaktet. Gleichzeitig wird der Watchdog-Controller mit 8 MHz versorgt. Die reduzierte Frequenz erlaubt es dem Watchdog-Controller, mit einer niedrigeren Versorgungsspannung noch stabil seine Funktion zu erfüllen als es für den höhergetakteten Steuerungs-Controller möglich ist. Bricht diese ein, kann das System noch in einen sicheren Zustand gebracht werden bevor instabile Programmausführung zu Gefährdung führt.

Endoskopkammersystem

Für die Entwicklung des Manipulatorsystems stand das Endoskopkammersystem Image 1 sowie eine VITOM-Opti (KS00513-1b) von Karl Storz GmbH & Co. KG, Tuttlingen, Deutschland, zur Verfügung. Zur Beleuchtung des Situs diente die 175 W Xenon Kaltlichtquelle Xenon Nova 175 von Karl Storz. Das Bild der Endoskopkamera wurde auf einem medizinischen VGA-Monitor V3C-SX18-A143 von National Display Systems, San Jose, CA, USA, dargestellt.

5.2.2 Dynamische Systembeschreibung

Der Ablauf des Einsatzes des Manipulatorsystems wird getrennt aus medizinisch-einsatztechnischer sowie aus technischer Sichtweise betrachtet.

Medizinischer Einsatz

Vor Beginn des Eingriffes wird bei anästhesiertem Patient das Manipulator- und Endoskopsystem für den Einsatz vorbereitet indem die Bedienkonsole und der Gelenkarm am Operationstisch positioniert, mit einer Klemme an der Werkzeugschiene festgeklemmt und der Manipulator in der zugehörigen Halterung am Gelenkarm eingerastet wird. Der Manipulator wird über das Datenkabel mit der Bedienkonsole verbunden. Nach dem Anschließen des Netzteils an das Stromnetz verfährt der Manipulator in die Mitte seines Arbeitsraumes. Zur Herstellung der sterilen Umgebung wird ein jeweils in Form und Größe geeigneter steriler Überzug über den gesamten Manipulator und die Bedienkonsole gezogen. Das Endoskopkameranystem wird wie gewohnt vorbereitet, einschließlich gegebenenfalls notwendigem sterilem Überzug und in die Kamerahalterung an der bewegten Arbeitsplattform eingerastet, mit der sterilen Folie zwischen Kamera und Kamerahalterung. Das elektrische und optische Kabel der Kamera wird geeignet über den Manipulator und Gelenkarm gelegt, so dass sich keine Einschränkung des Bewegungsraumes für den Manipulator ergibt. Mit dem Gelenkarm wird der Manipulator mit Endoskopkamera und Optik aus dem Arbeitskorridor des Chirurgen geschwenkt und bis zu dessen Einsatz an geeigneter Stelle geparkt.

Benötigt der Chirurg die Endoskopkamera, löst er die Feststellschraube des Gelenkarms und richtet den Fokus des Endoskops grob auf den Situs aus, indem er den gesamten Manipulator bewegt. Hierzu orientiert er sich wie üblich am Kamerabild auf dem Monitor. Mittels Drehen der Kamera in ihrem Halter kann das Bild für optimale Hand-Auge-Koordination ausgerichtet werden (Strauß u. a. 2008). Durch Ablegen beider Hände auf den Handablagen der Bedienkonsole ist die Steuerung freigeschaltet und der Manipulator kann mit Hilfe der Joysticks fein positioniert werden. Dieser Zustand wird durch eine rote Leuchtanzeige signalisiert. Zur Änderung der Blickrichtung legt der Chirurg den Drei-Wege-Schalter nach vorne (von sich weg) hin um. Der Drehmittelpunkt liegt in der Nähe des Fokus des Kamerasystems. Eine Nachführung der Position (also der translatorischen Lage des Fokus im Raum) ist somit nur korrigierend notwendig. Hierzu muss der Drei-Wege-Schalter in Mittelstellung gebracht werden. Ist das Endoskop für den aktuellen Präparationsschritt ausgerichtet, nimmt der Chirurg die Hände von den Handablagen. Die Bewegung des Manipulators durch versehentliche Berührung der Joysticks wird unterbunden. Diese Sperre kann jederzeit wieder aufgehoben und das Endoskop neu ausgerichtet werden durch das Ablegen beider Hände auf die Handablagen. Muss der Manipulator während des Eingriffes erneut mit dem Gelenkarm grob ausgerichtet werden, z. B. weil er den Zugang zum Situs versperrt oder der Arbeitsraum nicht ausreicht, kann der Chirurg ihn durch die Tastfunktion (hinten/zu sich hin) des Drei-Wege-Schalters in die Mittelstellung verfahren. Zum Vermeiden einer Gefährdung müssen auch hierzu die Hände auf den Handablagen liegen und der Schalter so lange gehalten werden bis die Mittelposition erreicht ist. Durch Loslassen des Schalters verbleibt der Manipulator in seiner aktuellen Position. Nach Erreichen der Mittelstellung ist die relative Lage des Endoskops bezogen auf den Arbeitsraum bekannt und der Fokus kann gezielt ausgerichtet werden. Ein manuelles

Verfahren des Manipulators in die Mitte des Arbeitsraumes ist somit nicht notwendig. Benötigt der Chirurg das VITOM nicht mehr, parkt er den Manipulator wieder mit Hilfe des Gelenkarmes außerhalb des Arbeitskorridores.

Zur Außerbetriebnahme des Manipulatorsystems nach Beendigung des Eingriffes wird zunächst das Endoskop aus dem Halter herausgenommen und wie gewohnt damit verfahren. Anschließend werden die sterilen Folien über dem Manipulator und der Bedienkonsole entfernt, die Spannungsversorgung getrennt, das Verbindungskabel zwischen Manipulator und Bedienkonsole abgesteckt und alle Komponenten von der Werkzeugschiene des Operationstisches demontiert.

Technische Systembeschreibung

Auf technischer Seite wird der Prozess für den Steuerungs-Controller und den Watchdog-Controller getrennt betrachtet, da beide Systeme voneinander nahezu unbeeinflusst ablaufen.

Nach dem Zurücksetzen des Steuerungs-Controller werden nach dem Start der Steuerungssoftware zunächst alle benötigten Hardwarekomponenten wie die Systemuhr, Analog-Digital-Wandler und PWM- (Pulsweitenmodulation-) Einheiten initialisiert. Anschließend wird die Quelle des Reset überprüft. Ein externer Reset über den */RESET*-Anschluss des Mikrocontrollers erfolgt ausschließlich durch den Watchdog-Controller bei Vorliegen eines ungültigen Zustandes (siehe unten). In diesem Fall bleibt der Steuerungs-Controller in einer Endlosschleife gefangen und eine Steuerung des Manipulators ist nicht mehr möglich. Um diesen Reset zu löschen, muss das gesamte System von der Versorgungsspannung getrennt und erneut verbunden werden. Dies führt zu einem *Power-on-Reset*. In diesem Fall betritt das Steuerungsprogramm die Hauptschleife. Zunächst wird der Ausgang eines Anschlusses des Steuerungs-Controllers umgeschaltet. Dies ermöglicht es dem Watchdog-Controller, die Durchlaufzeit der Hauptschleife des Steuerungs-Controllers zu erfassen. Diese wird mit einer festen Frequenz durchlaufen, gesteuert durch eine Systemuhr. Grundlage hierfür ist der Haupttakt des Prozessors, erzeugt aus dem Signal eines Quarzes. Zu Beginn der Schleife werden alle Benutzereingaben bestehend aus den Joystick-Positionen, den Schalterstellungen und den Handsensoren ermittelt. Ist die Steuerung deaktiviert, es liegt also höchstens eine Hand auf den Handablagen, erfolgt keine weitere Auswertung und die Hauptschleife wartet bis ein neuerlicher Durchlauf erfolgen soll. Ist die Steuerung dagegen freigeschaltet, wird ermittelt ob die Hauptachsen (Translation) oder die Nebenachsen (Rotation) gesteuert werden sollen. Abhängig davon wird die neue Pose des Manipulators und daraus die Stellwinkel der Servoantriebe berechnet (bekannt als *inverse Kinematik* oder *inverses kinematisches Problem, IKP*). Abschließend werden die neuen Stellwinkel in die notwendigen PWM-Signalparameter umgerechnet und diese den PWM-Einheiten übergeben. Der dritte mögliche Zustand ist in die Mittelposition zu verfahren. In diesem Fall wird die Pose schrittweise und langsam der Mitte des Arbeitsraumes angenähert. Ist die Mittelposition erreicht, kann der Chirurg den Fokus des Endoskops mit dem Gelenkarm neu ausrichten. Das PWM-Signal für die Servoantriebe wird vollständig in Hardware erzeugt. Nach dem Initialisieren der PWM-Einheit müssen dieser nur noch die neuen Posen übergeben werden. Die Signalerzeugung selber läuft vollständig in Hardware und echt parallel zur Verarbeitung der Hauptschleife ab. Es wird keine weitere Rechenzeit des Prozessors benötigt.

Der Watchdog-Controller überwacht den Steuerungs-Controller. Nach der Initialisierung der Hardware beginnt sofort die Hauptschleife. Diese wird ebenso wie die des Steuerungs-Controllers mit einer festen Frequenz durchlaufen und die Versorgungsspannungen für die Mikrocontroller-Steuerung und die Servoantriebe gemessen. Außerdem wird die Durchlaufzeit der Hauptschleife des Steuerungs-Controllers und die Pulsdauern aller Servo-Signale ermittelt. Liegt einer der Parameter außerhalb des gültigen Wertebereichs, setzt der Watchdog-Controller den Steuerungs-Controller über dessen */RESET*-Anschlusses zurück.

Somit beschränkt sich die Interaktion zwischen dem Steuerungs-Controller und dem Watchdog-Controller auf die Signalübermittlung der Durchlaufzeit der Hauptschleife sowie der Servo-Signale zum Watchdog-Controller sowie das Rücksetz-Signal zum Steuerungs-Controller.

6 Realisierung des Manipulators

In diesem Kapitel wird die Umsetzung des Manipulators dargestellt. Er beruht auf der parallelen DELTA-Kinematik von Clavel (1988) und weist drei translatorische (3T) Freiheitsgrade auf. Zusätzlich wurden drei Servoantriebe hinzugefügt, die das Rotieren der bewegten Arbeitsplattform in 3 Richtungen (3R) erlaubt. Somit wird er als 3T3R kategorisiert (siehe auch Bild 6.1). Nach Merlet (2006, Kap. 1.4) besteht ein paralleler Manipulator aus einer bewegten *Arbeitsplattform* mit n Freiheitsgraden und einem ortsfesten *Grundgestell*, verbunden über mindestens zwei unabhängige kinematische Ketten. Angetrieben wird der Manipulator mit n einfachen (also rotatorischen oder translatorischen) Antrieben. Als *vollständig parallel* wird ein Manipulator bezeichnet, der genau so viele kinematische Ketten aufweist wie der Manipulator Freiheitsgrade besitzt. Nach diesen Definitionen weist der vorgestellte Manipulator eine parallele, genauer eine teilweise parallele, Struktur auf. Allgemein sind Parallelkinematiken gekennzeichnet durch eine höhere spezifische¹ Traglast, Steifigkeit und Positioniergenauigkeit bei kleinerem Arbeitsraum als serielle Kinematiken (Merlet 2006, Kap. 1.1).

6.1 Kinematisches Modell

Bild 6.1 stellt die kinematische Struktur des Manipulators aus Gelenken und Maschen (also geschlossene kinematische Ketten) dar. Grau hinterlegte Kästen bezeichnen angetriebene Gelenke während weiße Kästen passive Gelenke darstellen. Werden die drei angetriebenen Drehgelenke an der bewegten Arbeitsplattform (Bild 6.1(3)) parallel zur Plattform blockiert, verbleibt die DELTA-Kinematik, welche die *Hauptachsen* des Manipulators bilden. Drei identische Arme verbinden die bewegte Arbeitsplattform mit dem Grundgestell (siehe auch Bild 5.4, S. 42). Sie sind rotationssymmetrisch im 120°-Winkel angeordnet. Die Achsen der drei Antriebe der DELTA-Kinematik (Bild 6.1(1)) liegen in einer Ebene mit identischem Abstand zur ${}^{\text{base}}\mathbf{e}_z$ -Achse (zur Notation siehe Anhang A, S. 123) des Manipulator-Koordinatensystems (Bild 6.2). Die Drehebene² der Oberarme² schneiden sich in ${}^{\text{base}}\mathbf{e}_z$. Trotz der Möglichkeit der Optimierung des Arbeitsraumes durch eine veränderte Antriebsachsenausrichtung (Miller 2002) wurde auf den weniger komplexen Aufbau zurückgegriffen, da die DELTA-Kinematik einen kompakteren Aufbau versprach. Der Unterarm, eine räumliche Parallelführung, stellt die Verbindung zwischen Oberarm und Arbeitsplattform her und besteht aus je zwei Abstandhalter und Parallelführungsstäbe mit jeweils identischer Länge.

Einer der Abstandhalter ist am der Antriebsachse gegenüberliegenden Ende des Oberarms befestigt und die Symmetrieebenen von Abstandhalter und Oberarm fallen zusammen. Somit ist der Abstandhalter auch parallel zur Antriebsachse. Die Kugelgelenke an den Enden des Abstandhalters bilden das *Ellenbogengelenk* (Bild 6.1(2)). Der zweite Abstandhalter ist an der bewegten Arbeitsplattform angebracht und stellt das *Handgelenk*

¹also bezogen auf das Eigengewicht

²Die Bezeichnungen wurden so gewählt, dass sie einer hängenden Montierung — wie für DELTA-Kinematiken weit verbreitet — entsprechen.

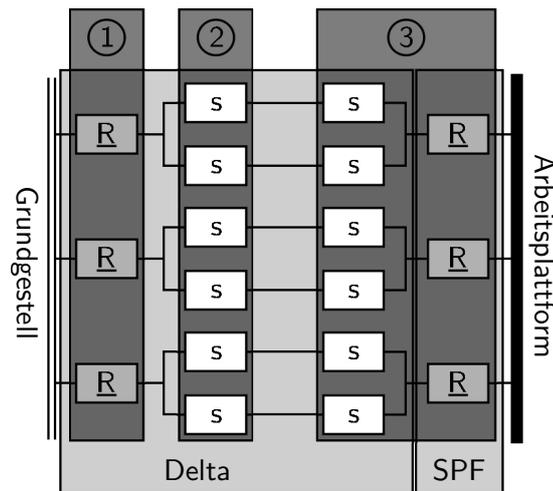


Bild 6.1: Kinematische Anordnung von Gelenken und Maschen im Manipulator (R: Drehgelenk (*revolute joint*), S: Kugelgelenk (*spherical joint*)). Grau hinterlegte Kästen bezeichnen angetriebene Gelenke, weiß hinterlegte Kästen bezeichnen passive Gelenke (nach Krut 2003). Die Gelenke auf Seite des Grundgestells bilden eine DELTA-Kinematik, während die Schwenkplattform aus der Arbeitsplattform mit Antrieben besteht und drei rotatorische Freiheitsgrade bereit stellt. (1) Schultergelenk, (2) Ellenbogengelenk, (3) Handgelenk).

(Bild 6.1(3)) dar. Alle Handgelenk-Abstandhalter liegen in einer Ebene mit einem identischen Abstand zur Symmetrieachse der Arbeitsplattform. Sie sind, wie auch das Grundgestell, im 120° -Winkel angeordnet. Die Abstandhalter von Ellenbogen- und Handgelenk sind mit den Parallelführungsstäben über Kugelgelenke verbunden. Durch Aufbrechen der starren Verbindung von Handgelenk-Abstandhalter und Arbeitsplattform und Einfügen je eines Rotationsantriebs (Bild 6.1(3)) entstehen die drei zusätzlichen rotatorischen Freiheitsgrade (*Nebenachsen*). Die Drehachsen verbinden die Symmetrieachse der Arbeitsplattform mit den Mittelpunkten der Abstandhalter und liegen in deren gemeinsam aufgespannten Ebene. Die Einheit aus Arbeitsplattform, Nebenachsenantrieben und Handgelenk-Abstandhalter bildet die *Schwenkplattform*. In diesem Fall bildet der Unterarm keine Parallelführung mehr.

6.2 Mathematische Modellierung der Kinematik

Zur Steuerung eines Manipulators müssen die geometrischen und kinematischen Zusammenhänge bekannt sein.³ Hieraus können verschiedene Informationen gewonnen werden. Die wichtigsten hiervon sind die *direkte* und die *inverse Kinematik*. Unter der direkten

³Es sind auch andere Verfahren bekannt um den Endeffektor eines Roboters an die gewünschte Position zu bewegen. Beispielsweise kann unter Einsatz der direkten statt der inversen Kinematik der Endeffektor einer seriellen Kinematik schrittweise der Sollposition angenähert werden. Hierbei wird untersucht ob sich der Endeffektor seiner Sollposition annähert wenn der Aktor der dem Grundgestell am nächsten ist sich in positive Richtung bewegt. Falls nicht wird er in negative Richtung bewegt bis keine weitere Annäherung mehr möglich ist. Anschließend wird mit dem nachfolgenden Aktor ebenso verfahren bis der Endeffektor seine Sollpose erreicht hat.

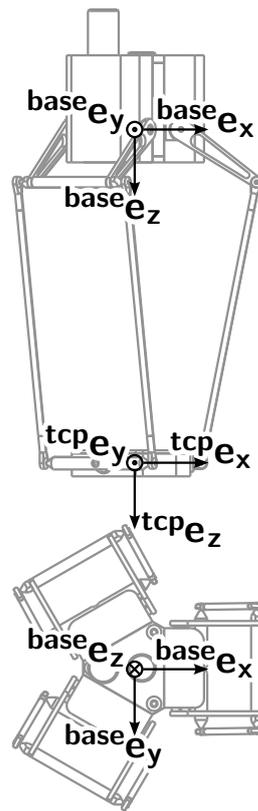


Bild 6.2: Koordinatensysteme des Manipulators. Im Schwerpunkt des gleichseitigen Dreiecks aufgespannt durch die Achsen der Hauptachsantriebe befindet sich das Manipulator-Koordinatensystem ${}^{\text{base}}\mathbf{T}$ mit der ${}^{\text{base}}\mathbf{e}_x - {}^{\text{base}}\mathbf{e}_y$ -Ebene in der Dreiecksebene. Der Ursprung des bewegten Arbeitsplattform-Koordinatensystem ${}^{\text{tcp}}\mathbf{T}$ liegt im gemeinsamen Schnittpunkt der drei Nebenantriebsachsen wobei die ${}^{\text{tcp}}\mathbf{e}_x - {}^{\text{tcp}}\mathbf{e}_y$ -Ebene in der Ebene der Nebenachsen liegt. Die \mathbf{e}_x -Achsen zeigen in Richtung der Antriebe 1 und \mathbf{e}_z in Richtung der Endoskopkamera (nicht dargestellt).

Kinematik (oder direktem kinematischem Problem, DKP) versteht man die Möglichkeit aus der Kenntnis aller Gelenkkoordinaten die Pose des Endeffektors im Raum zu bestimmen. Die inverse Kinematik (oder inverses kinematisches Problem, IKP) ermöglicht die Berechnung der Gelenkkoordinaten aus der Kenntnis der Endeffektorpose. In der Regel ist für serielle Kinematiken die Bestimmung des IKP aufwendiger als die des DKP. Für parallele Kinematiken gilt der umgekehrte Fall.

Zur mathematischen Modellierung der direkten Kinematik wurde in Denavit u. Hartenberg (1955) ein Verfahren beschrieben. Dieses ist heute Stand der Technik für die Beschreibung von seriellen Kinematiken und ist als D-H-Notation in der Literatur bekannt. Das Ergebnis des D-H-Verfahrens ist eine homogene 4×4 -Matrix, welche alle notwendigen Rotations- und Translations-Transformationsmatrizen zusammenfasst, um das Welt-Koordinatensystem in das Endeffektor-Koordinatensystem zu transformieren. Auch wenn die Ermittlung der direkten Kinematik mit DENAVIT-HARTENBERG aufwendiger ist als mit konventionellen Methoden (also der Aufstellung der Gleichungen direkt aus der kinematischen und geometrischen Struktur des Manipulators) hat D-H den Vorteil

dass zahlreiche Verfahren entwickelt wurden um dessen Ergebnisse weiterzuverarbeiten (Craig 2005, Niku 2001). So kann in Niku (2001, Kap. 2.9) ein Verfahren zur Ermittlung der inversen Kinematik nachgelesen werden. Ebenso stellt Niku (2001, Kap. 3.8) unter Bezug auf Paul (1981) eine von mehreren Möglichkeiten vor, aus den D-H Parametern die zugehörige JACOBI-Matrix zu bestimmen. Da sie von der *direkten Kinematik* abgeleitet ist wird sie auch als \mathbf{J}_{DKP} bezeichnet. Mit ihrer Hilfe kann man die aktuellen Winkel- und Lineargeschwindigkeiten des Endeffektors aus den Winkel- beziehungsweise Lineargeschwindigkeiten der Gelenke bestimmen (Niku 2001, Kap. 3.3ff). Durch Invertierung der JACOBI-Matrix kann man hingegen die Geschwindigkeiten im Gelenkkoordinatensystem aus den gegebenen beziehungsweise geforderten kartesischen Endeffektorgeschwindigkeit ermitteln (Niku 2001, Kap. 3.10). Sie stellt die Ableitung der Matrix der *inversen Kinematik* dar und wird somit \mathbf{J}_{IKP} genannt. Aus den beiden JACOBI-Matrizen \mathbf{J}_{DKP} und \mathbf{J}_{IKP} kann man *Singularitäten* im Arbeitsraum erkennen. Singularitäten sind Stellen im Arbeitsraum des Manipulators, an welchen der Manipulator Freiheitsgrade verliert (Craig 2005, Kap. 5.8) oder, im Falle von Parallelkinematiken, welche hinzugewinnt (Gosselin u. Angeles 1990). Der Name rührt daher, dass an diesen Stellen eine der beiden JACOBI-Matrizen singulär wird, also deren Determinante zu Null wird: $\det(\mathbf{J}) = 0$. Für eine *Singularität ersten Typs* gilt $\det(\mathbf{J}_{\text{DKP}}) = 0$. Anschaulich betrachtet bedeutet dies, dass der Endeffektor still steht (erste Ableitung der Pose nach der Zeit $\hat{=}$ \mathbf{J}_{DKP} ist Null), obwohl sich eine oder mehrere aktive Achsen bewegen: die Arbeitsplattform verliert einen Freiheitsgrad. Dies tritt beispielsweise bei Strecklagen auf wie an der Grenze des Arbeitsraumes. Bei *Singularitäten des zweiten Typs* gilt $\det(\mathbf{J}_{\text{IKP}}) = 0$. Hierbei kann sich der Endeffektor bewegen, obwohl alle aktiven Achsen blockiert sind. Die Arbeitsplattform gewinnt einen zusätzlichen Freiheitsgrad und die Kinematik ist an diesem Punkt unterbestimmt. Diese Singularität kann nur bei parallelen Kinematiken auftreten (Gosselin u. Angeles 1990). Singuläre Stellen sind unbedingt zu meiden, da es hier zu unvorhersagbaren Bewegungen kommen kann. Beschädigungen der Mechanik sind hier nicht auszuschließen.

Für parallele Strukturen hat sich DENAVIT-HARTENBERG nicht durchsetzen können, obwohl es prinzipiell einsetzbar wäre. Im Vergleich zu seriellen Kinematiken stellt sich dessen Einsatz als sehr viel aufwendiger dar. Hierbei wird die parallele Kinematik an geeigneten Gelenken aufgebrochen, so dass eine serielle Struktur mit mehreren Armen entsteht. Nach Aufstellen der D-H-Matrizen müssen die aufgebrochenen Gelenke wieder mit geeigneten Koppelbedingungen geschlossen werden, was zum Teil nur mit numerischen Verfahren lösbar ist. Für parallele Strukturen hat sich bisher keine Notation mit vergleichbarer Bedeutung von DENAVIT-HARTENBERG durchsetzen können, obwohl auch hierzu veröffentlicht wurde (Thomas u. a. 2002).

6.2.1 Inverse Kinematik

Im Folgenden wird ein Verfahren zur Bestimmung der inversen Kinematik für den DELTA mit Schwenkplattform vorgestellt. Hier werden die homogenen 4×4 -Matrizen von DENAVIT-HARTENBERG (Denavit u. Hartenberg 1955) eingesetzt zur Beschreibung der kinematischen Verhältnisse des Manipulators ohne das gesamte Verfahren anzuwenden. Dies erlaubt eine einheitliche mathematische Darstellung von Rotationen und Translationen um die Lage von markanten Elementen der Kinematik (wie z. B. Gelenke) zu beschreiben (Lüth 2006, Kap. 3). Eine Zusammenfassung der Notation ist in Anhang A gegeben. Die nachfolgend verwendeten Bezeichnungen sind in Bild 6.3 dargestellt. Der Vektor der generalisierten

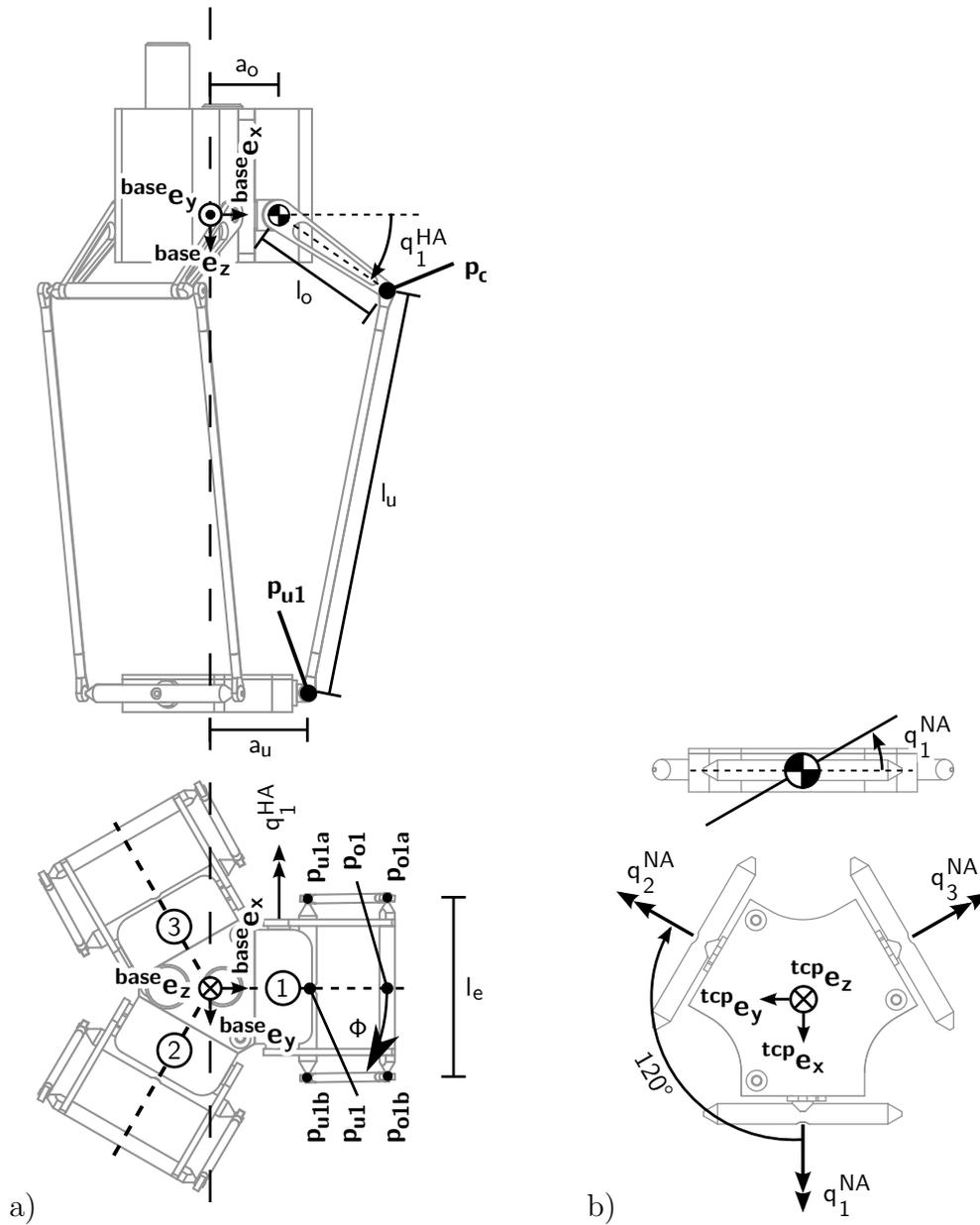


Bild 6.3: Bezeichnungen der Kinematik. a) Abmessungen, Punkte und Gelenkwinkel für Arm 1. Die Punkte p_{oia} , p_{oib} , p_{uia} , p_{uib} für die Arme $i = 2$ und $i = 3$ sind entsprechend der Rotationssymmetrie um $base\ e_z$ mit den Winkeln $\Phi_2 = 120^\circ$ und $\Phi_3 = 240^\circ$ definiert. (l_o : Länge der Oberarme, l_u : Länge der Unterarme (Parallelführungsstäbe), l_e : Länge der Abstandhalter für die Parallelführungsstäbe, a_o : Abstand eines Hauptachsentriggers zu $base\ e_z$, a_u : Abstand des Handgelenk-Abstandhalters zu $tcp\ e_z$, p_{oia} , p_{oib} : Ellenbogengelenke von Arm i , rechts bzw. links von der Drehachse gelegen, p_{uia} , p_{uib} : Handgelenke von Arm i , korrespondierend zu den Ellenbogengelenken, p_{oi} : Mittelpunkt von p_{oia} und p_{oib} , p_{ui} : Mittelpunkt von p_{uia} und p_{uib} , Φ_i : Winkelposition der Arme bezogen auf Arm 1, q_1^{HA} : Gelenkwinkel von Hauptachsentrigger 1.) b) Gelenkwinkel der Nebenachsen q_i^{NA} , wobei die Drehachsen der Gelenkwinkel mit einem Doppelpfeil dargestellt sind.

Koordinaten ist demnach

$$\mathbf{x} = [x \ y \ z \ \alpha \ \beta \ \gamma]^T$$

mit den kartesischen Koordinaten x , y , z die die Verschiebung der Arbeitsplattform im Raum beschreiben. Die EULER-Winkel α , β , γ beschreiben die Ausrichtung der Arbeitsplattform im Raum in Verbindung mit der zugehörigen Rotationsmatrix (Craig 2005)

$$\mathbf{R}_{\mathbf{X}'\mathbf{Y}'\mathbf{Z}'}(\alpha, \beta, \gamma) =$$

$$\begin{bmatrix} \cos \beta \cos \gamma & -\cos \beta \sin \gamma & \sin \beta \\ \sin \alpha \sin \beta \cos \gamma + \cos \alpha \sin \gamma & -\sin \alpha \sin \beta \sin \gamma + \cos \alpha \cos \gamma & -\sin \alpha \cos \beta \\ -\cos \alpha \sin \beta \cos \gamma + \sin \alpha \sin \gamma & \cos \alpha \sin \beta \sin \gamma + \sin \alpha \cos \gamma & \cos \alpha \cos \beta \end{bmatrix}$$

Somit kann die Transformationsmatrix für die Arbeitsplattform vom Koordinatenursprung in der Mitte des Grundgestells zur Endeffektor-Pose geschrieben werden als:

$$\begin{aligned} \text{base}\mathbf{T}_{\text{tcp}} &= \begin{bmatrix} \mathbf{R}_{\mathbf{X}'\mathbf{Y}'\mathbf{Z}'}(\alpha, \beta, \gamma) & \mathbf{p}(x, y, z) \\ \mathbf{0} & 1 \end{bmatrix} = \\ &= \begin{bmatrix} \cos \beta \cos \gamma & -\cos \beta \sin \gamma & \sin \beta & x \\ \sin \alpha \sin \beta \cos \gamma + \cos \alpha \sin \gamma & -\sin \alpha \sin \beta \sin \gamma + \cos \alpha \cos \gamma & -\sin \alpha \cos \beta & y \\ -\cos \alpha \sin \beta \cos \gamma + \sin \alpha \sin \gamma & \cos \alpha \sin \beta \sin \gamma + \sin \alpha \cos \gamma & \cos \alpha \cos \beta & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \end{aligned}$$

Die jeweils drei Antriebsachsen des Gestells (Hauptachsen) und der Schwenkplattform (Nebenachsen) lassen sich in den Vektor der generalisierten Gelenkkoordinaten zusammenfassen:

$$\mathbf{q} = [\mathbf{q}_i^{\text{HA}} \ \mathbf{q}_i^{\text{NA}}]^T = [q_1^{\text{HA}} \ q_2^{\text{HA}} \ q_3^{\text{HA}} \ q_1^{\text{NA}} \ q_2^{\text{NA}} \ q_3^{\text{NA}}]^T.$$

mit den zu bestimmenden Gelenkwinkeln $q_{1..3}^{\text{HA}}$ der Hauptachsen und $q_{1..3}^{\text{NA}}$ der Nebenachsen.

Grundlage der Berechnung der Gelenkkoordinaten stellen die Punkte $\text{base}\mathbf{p}_{\text{oi}}$ und $\text{base}\mathbf{p}_{\text{ui}}$ (siehe Bild 6.3) dar. Unter Beachtung der Tatsache dass die Transformationsmatrix $\text{base}\mathbf{T}_{\text{tcp}}$ vollständig bekannt ist und die 4. Zeile (0 0 0 1) lautet ist der Punkt $\text{base}\mathbf{p}_{\text{ui}}$ des Armes i vollständig bekannt und kann in homogenen Koordinaten beschrieben werden:

$$\begin{aligned} \begin{pmatrix} \text{base}\mathbf{p}_{\text{ui}} \\ 1 \end{pmatrix} &= \text{base}\mathbf{T}_{\text{tcp}} \cdot \underbrace{\begin{pmatrix} \mathbf{R}_z(\Phi_i) & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix}}_{\text{Richtung Nebenachsenantrieb } i} \cdot \begin{pmatrix} a_u \cdot \text{base}\mathbf{e}_x \\ 0 \end{pmatrix} = \\ &= \begin{pmatrix} \text{base}p_{\text{ui},x} \\ \text{base}p_{\text{ui},y} \\ \text{base}p_{\text{ui},z} \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_u \left[\text{base}T_{\text{tcp},11} \cos(\Phi_i) + \text{base}T_{\text{tcp},12} \sin(\Phi_i) \right] + \text{base}T_{\text{tcp},14} \\ a_u \left[\text{base}T_{\text{tcp},21} \cos(\Phi_i) + \text{base}T_{\text{tcp},22} \sin(\Phi_i) \right] + \text{base}T_{\text{tcp},24} \\ a_u \left[\text{base}T_{\text{tcp},31} \cos(\Phi_i) + \text{base}T_{\text{tcp},32} \sin(\Phi_i) \right] + \text{base}T_{\text{tcp},34} \\ 1 \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (6.1)$$

Mit dem gesuchten Gelenkwinkel q_i^{HA} kann der Punkt $\text{base}\mathbf{p}_{oi}$ geschrieben werden als:

$$\begin{aligned} \begin{pmatrix} \text{base}\mathbf{p}_{oi} \\ 1 \end{pmatrix} &= \begin{pmatrix} \mathbf{R}_z(\Phi_i) & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} \cdot \underbrace{\begin{pmatrix} \mathbf{E} & a_o \cdot \mathbf{e}_x \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix}}_{\text{Achse}} \cdot \underbrace{\begin{pmatrix} \mathbf{R}_y(-q_i^{HA}) & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix}}_{\text{Oberarm}} \cdot \begin{pmatrix} l_o \cdot \text{base}\mathbf{e}_x \\ 1 \end{pmatrix} = \\ &= \begin{pmatrix} \text{base}p_{oi,x} \\ \text{base}p_{oi,y} \\ \text{base}p_{oi,z} \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \left(l_o \cdot \cos(-q_i^{HA}) + a_o \right) \cos(\Phi_i) \\ \left(l_o \cdot \cos(-q_i^{HA}) + a_o \right) \sin(\Phi_i) \\ -l_o \cdot \sin(-q_i^{HA}) \\ 1 \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (6.2)$$

Im Hinblick auf die Implementierung der inversen Kinematik zur Berechnung der Hauptachs-Gelenkwinkel q_i^{HA} auf der Mikrocontroller-Steuerung werden die Punkte $\text{base}\mathbf{p}_{oi}$ und $\text{base}\mathbf{p}_{ui}$ um den Winkel $-\Phi_i$ um $\text{base}\mathbf{e}_z$ gedreht, so dass der Punkt $\text{base}\mathbf{p}_{oi}^1$ in der $\text{base}\mathbf{e}_x - \text{base}\mathbf{e}_z$ -Ebene liegt und mit Arm 1 zusammenfällt:

$$\begin{pmatrix} \text{base}\mathbf{p}_{oi}^1 \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{R}_z(-\Phi_i) & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \text{base}\mathbf{p}_{oi} \\ 1 \end{pmatrix} \quad (6.3)$$

$$\begin{pmatrix} \text{base}\mathbf{p}_{ui}^1 \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{R}_z(-\Phi_i) & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \text{base}\mathbf{p}_{ui} \\ 1 \end{pmatrix} \quad (6.4)$$

Im nachfolgend beschriebenen Verfahren zur Bestimmung der Hauptachs-Gelenkwinkel q_i^{HA} wird eine Vereinfachung angenommen, so dass der Abstand der Punkte $\text{base}\mathbf{p}_{oi}$ und $\text{base}\mathbf{p}_{ui}$ (beziehungsweise $\text{base}\mathbf{p}_{oi}^1$ und $\text{base}\mathbf{p}_{ui}^1$) der Länge der Unterarme l_u entspricht. Prinzipbedingt bleibt bei Einsatz der Schwenkplattform der Unterarm mit dessen Abstandhaltern kein Parallelogramm wie es bei der DELTA-Kinematik der Fall ist. Deshalb ist auch der tatsächliche Mittenabstand $\overline{\text{base}\mathbf{p}_{oi} \text{base}\mathbf{p}_{oi}}$ kleiner als oder höchstens gleich lang wie die Stäbe der Unterarme. Da jedoch nur relativ kleine Winkeländerungen der Arbeitsplattform $\text{tcp}\mathbf{T}$ bezüglich des Manipulatorkoordinatensystems $\text{base}\mathbf{T}$ zugelassen werden, wird dieser Fehler in Kauf genommen. Der exakte Mittenabstand $\overline{\text{base}\mathbf{p}_{oi} \text{base}\mathbf{p}_{oi}}$ könnte mit dem hier vorgestellten Verfahren erst berechnet werden sobald auch die Gelenkwinkel der Nebenachsen q_i^{NA} bekannt sind. Eine iterative Berechnung der Haupt- und Nebenachsen könnte eine Verbesserung der Ergebnisse ermöglichen. Dies wird im Rahmen dieser Arbeit jedoch nicht betrachtet.

Mit Hilfe der impliziten Kugelgleichung der Form $(x-x_0)^2 + (y-y_0)^2 + (z-z_0)^2 = r^2$ kann nun unter Verwendung des bekannten Punktes $\text{base}\mathbf{p}_{ui}^1$ und Einsetzen der oben bestimmten Beziehung für $\text{base}\mathbf{p}_{ui}^1$ der Gelenkwinkel q_i^{HA} bestimmt werden zu:

$$\begin{aligned} \left(\text{base}p_{oi,x}^1 - \text{base}p_{ui,x}^1 \right)^2 + \left(\text{base}p_{oi,y}^1 - \text{base}p_{ui,y}^1 \right)^2 + \left(\text{base}p_{oi,z}^1 - \text{base}p_{ui,z}^1 \right)^2 &= l_u^2 \\ \left[\left(a_o + l_o \cos(-q_i^{HA}) \right) - \text{base}p_{ui,x}^1 \right]^2 + \left[-\text{base}p_{ui,y}^1 \right]^2 + \left[-l_o \cos(-q_i^{HA}) - \text{base}p_{ui,z}^1 \right]^2 - l_u^2 &= 0 \\ \underbrace{2 \left(a_o - \text{base}p_{ui,x}^1 \right) l_o \cdot \cos(q_i^{HA})}_{k_1^{HA}} - \underbrace{2 \text{base}p_{ui,z}^1 l_o \cdot \sin(q_i^{HA})}_{k_2^{HA}} + & \\ + \underbrace{\left(a_o - \text{base}p_{ui,x}^1 \right)^2 + \left(\text{base}p_{ui,y}^1 \right)^2 + \left(\text{base}p_{ui,z}^1 \right)^2 - l_u^2 + l_o^2}_{k_3^{HA}} &= 0 \end{aligned} \quad (6.5)$$

Mit den eingeführten Konstanten $k_{1,3}^{HA}$ und der Beziehung $\sin(x)^2 + \cos(x)^2 = 1$ lässt sich der Sinus des Gelenkwinkels q_i^{HA} als quadratische Gleichung ausdrücken. Mit der Lösungsformel für quadratische Gleichungen der Form $a x^2 + b x + c = 0$

$$x_{1,2} = \frac{-b \pm \sqrt{b^2 - 4ac}}{2a} \quad (6.6)$$

lässt sich der Gelenkwinkel q_i^{HA} berechnen:

$$k_1^{HA} \cdot \cos(q_i^{HA}) + k_2^{HA} \cdot \sin(q_i^{HA}) + k_3^{HA} = 0 \quad (6.7)$$

$$q_{i,1,2}^{HA} = \arccos\left(-\frac{k_1^{HA} k_3^{HA}}{k_1^{HA 2} + k_2^{HA 2}} \pm \sqrt{\left(\frac{k_1^{HA} k_3^{HA}}{k_1^{HA 2} + k_2^{HA 2}}\right)^2 + \frac{k_2^{HA 2} - k_3^{HA 2}}{k_1^{HA 2} + k_2^{HA 2}}}\right) \quad (6.8)$$

Wie Gl. 6.8 zeigt gibt es im Allgemeinen zwei Lösungen für q_i^{HA} wenn die einzunehmende Pose, beschrieben durch ${}^{\text{base}}\mathbf{T}_{\text{tcp}}$, innerhalb des Arbeitsraumes des Manipulator befindet. Anschaulich lassen sich die beiden Lösungen am Modell der Kinematik deuten. Zwei mögliche Konfigurationen von Ober- und Unterarm können die Arbeitsplattform an der gewünschten Position halten: das Ellenbogengelenk ist nach innen oder außen geknickt. Falls es zwei zusammenfallende Lösungen gibt, bedeutet dies dass Oberarm und Unterarm kollinear sind und eine singuläre Stellung einnehmen.

Mit dem Punkt ${}^{\text{base}}\mathbf{p}_{\text{ui}}$ aus Gl. 6.1 (S. 53) lassen sich die Mittelpunkte der Kugelgelenke der Handgelenke ${}^{\text{base}}\mathbf{p}_{\text{uia,b}}$ in homogenen Koordinaten schreiben als (Bild 6.3b):

$$\begin{aligned} \begin{pmatrix} {}^{\text{base}}\mathbf{p}_{\text{uia,b}} \\ 1 \end{pmatrix} &= \begin{pmatrix} \mathbf{E} & {}^{\text{base}}\mathbf{p}_{\text{ui}} \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \text{rot}({}^{\text{base}}\mathbf{T}_{\text{tcp}}) & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \mathbf{R}_z(\Phi_i) & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} \\ &\cdot \begin{pmatrix} \mathbf{R}_x(q_i^{NA}) & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \mathbf{R}_z(\mp 90^\circ) & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \frac{l_e}{2} \cdot \text{tcp}\mathbf{e}_x \\ 0 \end{pmatrix} = \\ &= \begin{pmatrix} {}^{\text{base}}p_{\text{ui},x} + \frac{l_e}{2} \left\{ \pm T_{11} \sin(\Phi_i) \cos(q_i^{NA}) \mp T_{12} \cos(\Phi_i) \cos(q_i^{NA}) \mp T_{13} \sin(q_i^{NA}) \right\} \\ {}^{\text{base}}p_{\text{ui},y} + \frac{l_e}{2} \left\{ \pm T_{21} \sin(\Phi_i) \cos(q_i^{NA}) \mp T_{22} \cos(\Phi_i) \cos(q_i^{NA}) \mp T_{23} \sin(q_i^{NA}) \right\} \\ {}^{\text{base}}p_{\text{ui},z} + \frac{l_e}{2} \left\{ \pm T_{31} \sin(\Phi_i) \cos(q_i^{NA}) \mp T_{32} \cos(\Phi_i) \cos(q_i^{NA}) \mp T_{33} \sin(q_i^{NA}) \right\} \\ 1 \end{pmatrix} \quad (6.9) \end{aligned}$$

Die Positionen der Ellenbogengelenke ${}^{\text{base}}\mathbf{p}_{\text{oia,b}}$ in homogenen Koordinaten kann mit Hilfe der oben bestimmten Hauptachs-Gelenkwinkel q_i^{HA} bestimmt werden zu

$$\begin{aligned} \begin{pmatrix} {}^{\text{base}}\mathbf{p}_{\text{oia,b}}(q_i^{HA}) \\ 1 \end{pmatrix} &= \\ &= \begin{pmatrix} \mathbf{E} & {}^{\text{base}}\mathbf{p}_{\text{oi}}(q_i^{HA}) \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \mathbf{R}_z(\Phi_i) & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \mathbf{R}_z(\mp 90^\circ) & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \frac{l_e}{2} \text{base}\mathbf{e}_x \\ 1 \end{pmatrix} = \\ &= \begin{pmatrix} \cos(\Phi_i) (a_o + l_o \cdot \cos(-q_i^{HA})) \pm \frac{l_e}{2} \sin(\Phi_i) \\ \sin(\Phi_i) (a_o + l_o \cdot \cos(-q_i^{HA})) \mp \frac{l_e}{2} \cos(\Phi_i) \\ -l_o \cdot \sin(-q_i^{HA}) \\ 1 \end{pmatrix} \quad (6.10) \end{aligned}$$

Zur Einhaltung der geometrischen Bedingung müssen die Ellenbogengelenke $\mathbf{p}_{\text{oi},\mathbf{b}}$ auch auf einer Kugeloberfläche um die Handgelenke $\mathbf{p}_{\text{ui},\mathbf{b}}$ mit dem Radius l_u , also der Unterarmlänge, liegen. Dies kann durch die implizite Kugelgleichung ausgedrückt werden:

$$\left({}^{\text{base}}p_{\text{oi},\mathbf{b},x} - {}^{\text{base}}p_{\text{ui},\mathbf{b},x} \right)^2 + \left({}^{\text{base}}p_{\text{oi},\mathbf{b},y} - {}^{\text{base}}p_{\text{ui},\mathbf{b},y} \right)^2 + \left({}^{\text{base}}p_{\text{oi},\mathbf{b},z} - {}^{\text{base}}p_{\text{ui},\mathbf{b},z} \right)^2 = l_u^2 \quad (6.11)$$

Ausgehend von Gl. 6.9 und Gl. 6.10 und dem oben bestimmten q_i^{HA} können die bekannten Summanden aus Gl. 6.11 in einem für die zu berechnende Pose konstanten Vektor $\mathbf{k}_{\mathbf{1ia},\mathbf{b}}$ zusammengefasst werden:

$$\begin{aligned} \mathbf{k}_{\mathbf{1ia},\mathbf{b}} &= p \left(\begin{pmatrix} \mathbf{E} & -\text{base}\mathbf{p}_{\text{ui}} \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} \cdot \text{base}\mathbf{p}_{\text{oi},\mathbf{b}} \right) = \\ &= \begin{pmatrix} k_{\mathbf{1ia},\mathbf{b},x} \\ k_{\mathbf{1ia},\mathbf{b},y} \\ k_{\mathbf{1ia},\mathbf{b},z} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\Phi_i) \left(a_o + l_o \cos(-q_i^{HA}) \right) \pm \frac{l_e}{2} \sin(\Phi_i) - {}^{\text{base}}p_{\text{ui},x} \\ \sin(\Phi_i) \left(a_o + l_o \cos(-q_i^{HA}) \right) \mp \frac{l_e}{2} \cos(\Phi_i) - {}^{\text{base}}p_{\text{ui},y} \\ -l_o \sin(-q_i^{HA}) - {}^{\text{base}}p_{\text{ui},z} \end{pmatrix} \end{pmatrix} \quad (6.12)$$

Somit kann Gl. 6.11 mit T_{xy} als den Komponenten von ${}^{\text{base}}\mathbf{T}_{\text{tcp}}$ geschrieben werden als

$$\begin{aligned} &\left(k_{\mathbf{1ia},\mathbf{b},x} + \underbrace{\frac{l_e}{2} [\mp T_{11} \sin(\Phi_i) \pm T_{12} \cos(\Phi_i)]}_{k_{\mathbf{2ia},\mathbf{b},x}} \cos(q_i^{NA}) + \underbrace{\left(\pm \frac{l_e}{2} T_{13} \right)}_{k_{\mathbf{3ia},\mathbf{b},x}} \sin(q_i^{NA}) \right)^2 + \\ &+ \left(k_{\mathbf{1ia},\mathbf{b},y} + \underbrace{\frac{l_e}{2} [\mp T_{21} \sin(\Phi_i) \pm T_{22} \cos(\Phi_i)]}_{k_{\mathbf{2ia},\mathbf{b},y}} \cos(q_i^{NA}) + \underbrace{\left(\pm \frac{l_e}{2} T_{23} \right)}_{k_{\mathbf{3ia},\mathbf{b},y}} \sin(q_i^{NA}) \right)^2 + \\ &+ \left(k_{\mathbf{1ia},\mathbf{b},z} + \underbrace{\frac{l_e}{2} [\mp T_{31} \sin(\Phi_i) \pm T_{32} \cos(\Phi_i)]}_{k_{\mathbf{2ia},\mathbf{b},z}} \cos(q_i^{NA}) + \underbrace{\left(\pm \frac{l_e}{2} T_{33} \right)}_{k_{\mathbf{3ia},\mathbf{b},z}} \sin(q_i^{NA}) \right)^2 = l_u^2 \end{aligned} \quad (6.13)$$

Mit den eingeführten Konstantenvektoren $\mathbf{k}_{\mathbf{1ia},\mathbf{b}}$, $\mathbf{k}_{\mathbf{2ia},\mathbf{b}}$, $\mathbf{k}_{\mathbf{3ia},\mathbf{b}}$ ergibt sich durch Ausmultiplizieren

$$\begin{aligned} &\left(k_{\mathbf{1ia},\mathbf{b},x}^2 + k_{\mathbf{1ia},\mathbf{b},y}^2 + k_{\mathbf{1ia},\mathbf{b},z}^2 - l_u^2 \right) + \\ &+ \left(k_{\mathbf{2ia},\mathbf{b},x}^2 + k_{\mathbf{2ia},\mathbf{b},y}^2 + k_{\mathbf{2ia},\mathbf{b},z}^2 \right) \cos^2(q_i^{NA}) + \\ &+ \left(k_{\mathbf{3ia},\mathbf{b},x}^2 + k_{\mathbf{3ia},\mathbf{b},y}^2 + k_{\mathbf{3ia},\mathbf{b},z}^2 \right) \sin^2(q_i^{NA}) + \\ &+ 2 \left(k_{\mathbf{2ia},\mathbf{b},x} k_{\mathbf{3ia},\mathbf{b},x} + k_{\mathbf{2ia},\mathbf{b},y} k_{\mathbf{3ia},\mathbf{b},y} + k_{\mathbf{2ia},\mathbf{b},z} k_{\mathbf{3ia},\mathbf{b},z} \right) \sin(q_i^{NA}) \cos(q_i^{NA}) + \\ &+ 2 \left(k_{\mathbf{1ia},\mathbf{b},x} k_{\mathbf{2ia},\mathbf{b},x} + k_{\mathbf{1ia},\mathbf{b},y} k_{\mathbf{2ia},\mathbf{b},y} + k_{\mathbf{1ia},\mathbf{b},z} k_{\mathbf{2ia},\mathbf{b},z} \right) \cos(q_i^{NA}) + \\ &+ 2 \left(k_{\mathbf{1ia},\mathbf{b},x} k_{\mathbf{3ia},\mathbf{b},x} + k_{\mathbf{1ia},\mathbf{b},y} k_{\mathbf{3ia},\mathbf{b},y} + k_{\mathbf{1ia},\mathbf{b},z} k_{\mathbf{3ia},\mathbf{b},z} \right) \sin(q_i^{NA}) = 0 \end{aligned} \quad (6.14)$$

Insgesamt ergeben sich somit 6 Gleichungen zur Bestimmung der 3 Gelenkkoordinaten der Nebenachsen $q_{1..3}^{NA}$, und zwar für jeden der drei Arme jeweils eine für die beiden Mittelpunkte der Kugelgelenke der Handgelenke ${}^{\text{base}}\mathbf{p}_{\text{uia}}$ und ${}^{\text{base}}\mathbf{p}_{\text{uib}}$. Dies stellt keine Überbestimmtheit des Systems dar, vielmehr wurden die Gelenkkoordinaten der Hauptachsen $q_{1..3}^{HA}$ bereits aus der inversen Kinematik der DELTA-Kinematik bestimmt, anstatt sie aus obigen Beziehungen zu berechnen. Im Folgenden ist es somit ausreichend, je Arm nur eine der beiden gleichwertigen Gleichung zu lösen, entweder für ${}^{\text{base}}\mathbf{p}_{\text{uia}}$ oder ${}^{\text{base}}\mathbf{p}_{\text{uib}}$.

Eine analytische Lösung für eine Gleichung der Form

$$k_{ai} + k_{bi} \cos^2(q_i^{NA}) + k_{ci} \sin^2(q_i^{NA}) + k_{di} \sin(q_i^{NA}) \cos(q_i^{NA}) + k_{ei} \cos(q_i^{NA}) + k_{fi} \sin(q_i^{NA}) = 0 \quad (6.15)$$

ist sehr aufwendig. Eine erste Näherungslösung für q_i^{NA} ist möglich durch Ersetzen der trigonometrischen Funktionen $\sin(x)$ und $\cos(x)$ durch die jeweils ersten beiden Summanden deren Reihenentwicklungen (Råde u. a. 1997, S. 193)

$$\sin(x) = \frac{x^1}{1!} - \frac{x^3}{3!} + \frac{x^5}{5!} - \dots \quad (6.16)$$

$$\cos(x) = 1 - \frac{x^2}{2!} + \frac{x^4}{4!} - \dots \quad (6.17)$$

mit anschließendem Ausmultiplizieren, Verwerfen der Potenzen von q_i^{NA} größer als 2 und Zusammenfassen nach den Potenzen. Die sich so ergebende quadratische Gleichung für q_i^{NA} der Form $a(q_i^{NA})^2 + b(q_i^{NA}) + c = 0$ ist mit der Lösungsformel für quadratische Gleichungen (Gl. 6.6, S. 55) lösbar.

Anschaulich lassen sich die zwei Lösungen am Modell der Kinematik deuten: Die Lage des Oberarms i ist bekannt durch den Hauptachs-Gelenkwinkel q_i^{HA} , und somit auch die Lage der Ellenbogengelenke $\mathbf{p}_{\text{oia,b}}$. Damit ist auch bekannt, dass sich das Handgelenk $\mathbf{p}_{\text{uia,b}}$ auf einer Kugel um das Ellenbogengelenk $\mathbf{p}_{\text{oia,b}}$ mit dem Radius l_u befinden muss. Ebenso ist auch die Pose der Arbeitsplattform und somit die Achsen der Nebenachsenantriebe und bekannt. Somit liegt das Handgelenk $\mathbf{p}_{\text{uia,b}}$ gleichzeitig auf einem Kreis um die Achse des Nebenachsenantriebs mit Radius l_e . Unter der Voraussetzung dass die Pose der Arbeitsplattform im Arbeitsraum der Kinematik liegt schneidet der Kreis die korrespondierende Kugel im Allgemeinen in zwei Punkten, die jede für sich eine gültige Lösung darstellen. Es wird jedoch angestrebt, die Gelenkwinkel möglichst klein zu halten. Aus diesem Grund wird jene Lösung ausgewählt, die zu einem kleineren Gelenkwinkel q_i^{NA} führt.

Zur Verbesserung der Genauigkeit der Lösung kann auf numerische Verfahren zur Lösung von Gleichungen n . Grades zurückgegriffen werden wie das SEKANTENMETHODE (REGULA FALSI) oder die NEWTON-RAPHSON-Methode (Råde u. a. 1997, Kap. 16.2). Voraussetzung hierfür ist die Bestimmung der Koeffizienten der höheren Potenzen für q_i^{NA} . Je nach erforderlicher Genauigkeit werden die trigonometrischen Funktionen $\sin(x)$ und $\cos(x)$ in Gl. 6.14 beziehungsweise Gl. 6.15 durch mehr als jeweils zwei Summanden angenähert, die Gleichung ausmultipliziert und nach Potenzen von q_i^{NA} sortiert. Wiederum abhängig von der erforderlichen Genauigkeit können höhere Potenzen verworfen werden. Werden 3

Summanden zur Annäherung der trigonometrischen Funktionen herangezogen, erhält man aus Gl. 6.15 eine Gleichung 10. Grades:

$$\begin{aligned} & \left(\frac{k_{ci}}{14400} \right) q_i^{NA 10} + \left(\frac{k_{di}}{2880} \right) q_i^{NA 9} + \left(\frac{k_{bi}}{576} - \frac{k_{ci}}{360} \right) q_i^{NA 8} + \left(-\frac{k_{di}}{90} \right) q_i^{NA 7} + \\ & \left(-\frac{k_{bi}}{24} + \frac{2}{45} k_{ci} \right) q_i^{NA 6} + \left(\frac{2}{15} k_{di} + \frac{k_{fi}}{120} \right) q_i^{NA 5} + \left(\frac{k_{bi}}{3} - \frac{k_{ci}}{3} + \frac{k_{ei}}{24} \right) q_i^{NA 4} + \\ & \left(-\frac{2}{3} k_{di} - \frac{k_{fi}}{6} \right) q_i^{NA 3} + \left(-k_{bi} + k_{ci} - \frac{k_{ei}}{2} \right) q_i^{NA 2} + (k_{di} + k_{fi}) q_i^{NA} + (k_{ai} + k_{bi} + k_{ei}) = 0 \end{aligned} \quad (6.18)$$

Die Lösung ist jedoch nur bis zur 5. Potenz von q_i^{NA} exakt. Werden jeweils 4 Summanden der Reihenentwicklungen zur Annäherung verwendet, treten (zusätzliche) Summanden für die Potenzen von $q_i^{NA 6}$ bis $q_i^{NA 14}$ auf.

Die NEWTON-RAPHSON-Methode zur numerischen Bestimmung von Nullstellen einer Gleichung n . Grades $f(x)$ beruht auf der sukzessiven linearen Approximation. Formal kann dies geschrieben werden als (Råde u. a. 1997, Kap. 16.2):

$$x_{n+1} = x_n - \frac{f(x_n)}{f'(x_n)} \quad (6.19)$$

Hierbei wird die Funktion $f(x)$ in einem Punkt x_n in der Umgebung der Nullstelle durch eine Gerade mit der Steigung $f'(x_n)$ angenähert. Der Schnittpunkt x_{n+1} dieser Gerade mit der x -Achse ergibt eine neue, genauere⁴, Annäherung der Nullstelle. Anschließend wird dieses Verfahren für den neu gefundenen Punkt x_{n+1} so lange angewandt, bis die erforderliche Genauigkeit der Näherung erreicht wird: $x_n - x_{n+1} < \Delta_{max}$. Die Anzahl der notwendigen Iterationsschritte hängt ganz wesentlich davon ab, wie nahe der Startwert x_0 an der Nullstelle liegt. Im Falle der inversen Kinematik der Schwenkplattform kann als Startwert x_0 die Lösung der quadratischen Gleichung herangezogen werden.

6.2.2 Entfernter Pivotpunkt

Bisher wurde stets die Pose der Arbeitsplattform betrachtet. Genau genommen ist nicht diese für die Anwendung interessant, sondern der Fokus des Endoskops, der *Tool Centre Point* (TCP) oder Endeffektor als Mittelpunkt des robotergeführten Werkzeugs. Bei translatorische Bewegungen muss nicht zwischen der Position der Arbeitsplattform und dem TCP unterschieden werden da sich der Fokus entsprechend der Arbeitsplattform bewegt. Dreht sich die Arbeitsplattform um ihren Mittelpunkt, führt der TCP eine kreisförmige Bewegung um den Drehmittelpunkt aus. Damit ist der rotatorischen Bewegung eine translatorische überlagert, mit dem Resultat dass sich die Position des Fokus unerwünschterweise ändert. Diese Bewegung kann natürlich (im Rahmen des Arbeitsraumes) durch den Chirurgen ausgeglichen werden, erschwert jedoch die Bedienung und die Dauer der Ausrichtung der Endoskopkamera. Aus diesem Grund soll sich der Fokus um einen entfernten Drehmittelpunkt (*Pivotpunkt*) bewegen.

⁴Es ist zu prüfen ob die neu gefundene Annäherung tatsächlich näher an der Nullstelle liegt, das heißt ob das Verfahren unter den gegebenen Bedingungen konvergiert.

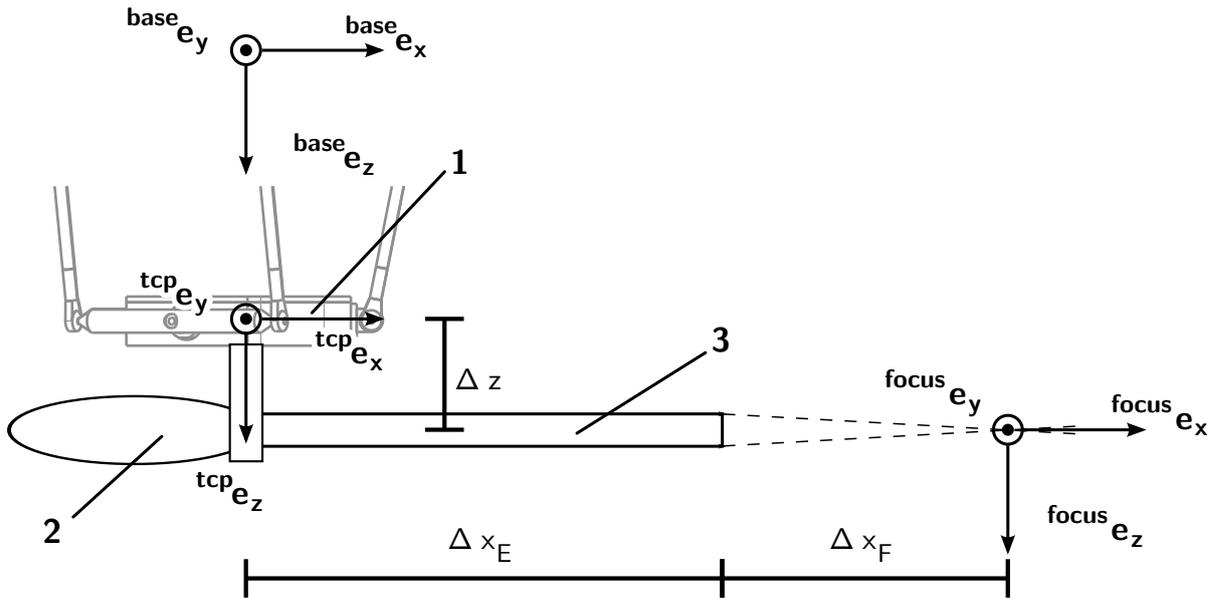


Bild 6.4: Koordinatensysteme und Parameter zur Bestimmung der Transformationsmatrix ${}^{\text{focus}}\mathbf{T}_{\text{tcp}}$ zur Drehung des Endoskops um den Fokuspunkt. (Δz : Abstand des Fokuspunkts zur Ebene ${}^{\text{tcp}}\mathbf{e}_x - {}^{\text{tcp}}\mathbf{e}_y$, Δx_E : Abstand der Objektivlinse zur Ebene ${}^{\text{tcp}}\mathbf{e}_y - {}^{\text{tcp}}\mathbf{e}_z$, Δx_F : Abstand der Objektivlinse zum Fokuspunkt längs ${}^{\text{tcp}}\mathbf{e}_x$)

Auch zur Beschreibung dieses Problems werden homogene Matrizen eingesetzt. Die verwendeten Bezeichnungen sind in Bild 6.4 zu finden. Ausgehend vom Manipulatorkoordinatensystem ${}^{\text{base}}\mathbf{T}$ ist der Fokus des Endoskops ${}^{\text{focus}}\mathbf{T}$ über zwei Wege zu erreichen. Erstens durch den direkten Weg, der die Soll-Lage des Fokus im Raum definiert und durch den Chirurgen vorgegeben wird (Gl. 6.20):

$${}^{\text{base}}\mathbf{T}_{\text{focus}} = \begin{pmatrix} \text{focus } \mathbf{e}_x & \text{focus } \mathbf{e}_y & \text{focus } \mathbf{e}_z & x \\ & & & y \\ & & & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (6.20)$$

und zweitens über den Manipulator (Gl. 6.21). Durch Umformen erhält man die Transformationsmatrix ${}^{\text{base}}\mathbf{T}_{\text{tcp}}$ für die Arbeitsplattform (Gl. 6.22). Deren Inhalt kann direkt zur Berechnung der inversen Kinematiken für DELTA und Schwenkplattform herangezogen werden.

$${}^{\text{base}}\mathbf{T}_{\text{focus}} = {}^{\text{base}}\mathbf{T}_{\text{tcp}} \cdot {}^{\text{tcp}}\mathbf{T}_{\text{focus}} \quad (6.21)$$

$${}^{\text{base}}\mathbf{T}_{\text{focus}} \cdot \underbrace{{}^{\text{tcp}}\mathbf{T}_{\text{focus}}^{-1}}_{{}^{\text{focus}}\mathbf{T}_{\text{tcp}}} = {}^{\text{base}}\mathbf{T}_{\text{tcp}} \cdot {}^{\text{tcp}}\mathbf{T}_{\text{focus}} \cdot {}^{\text{tcp}}\mathbf{T}_{\text{focus}}^{-1}$$

$${}^{\text{base}}\mathbf{T}_{\text{focus}} \cdot {}^{\text{focus}}\mathbf{T}_{\text{tcp}} = {}^{\text{base}}\mathbf{T}_{\text{tcp}} \quad (6.22)$$

${}^{\text{tcp}}\mathbf{T}_{\text{focus}}$ ist die Transformation vom Koordinatensystem der Arbeitsplattform ${}^{\text{tcp}}\mathbf{T}$ zum Fokus ${}^{\text{focus}}\mathbf{T}$ und ist eine reine Translation (Gl. 6.23). Die Achse der Endoskopoptik liegt

in der ${}^{\text{tcp}}\mathbf{e}_x - {}^{\text{tcp}}\mathbf{e}_z$ -Ebene und weist deshalb keine translatorische Komponente in ${}^{\text{tcp}}\mathbf{e}_y$ -Richtung auf:

$${}^{\text{tcp}}\mathbf{T}_{\text{focus}} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & \Delta x_E + \Delta x_F \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & \Delta z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}; \quad \text{focus}\mathbf{T}_{\text{tcp}} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & -(\Delta x_E + \Delta x_F) \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -\Delta z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (6.23)$$

In Anlehnung an Lüth (2010, Kap. 7) kann somit geschrieben werden:

$${}^{\text{base}}\mathbf{T}_{\text{tcp}} = \begin{pmatrix} \text{rot}({}^{\text{base}}\mathbf{T}_{\text{focus}}) & \text{p}({}^{\text{base}}\mathbf{T}_{\text{focus}}) - \text{p}(\text{focus}\mathbf{T}_{\text{tcp}}) \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} \quad (6.24)$$

6.2.3 Berechnung der Belastungen

Nachfolgend werden die Gleichungen vorgestellt zur Berechnung der charakteristischen mechanischen Belastungen des Manipulators in der Pose ${}^{\text{base}}\mathbf{T}_{\text{tcp}}$. Die Berechnungen erfolgen im Manipulatorkoordinatensystem aus Bild 6.2 (S. 50) unter Verwendung der Bezeichnungen aus Bild 6.3 (S. 52). Im Gegensatz zu industriellen Robotersystemen muss der hier vorgestellte Manipulator nur relativ geringe Gewichte heben beziehungsweise positionieren. Fertigungsbedingte Abmessungen führen jedoch zu relativ groß dimensionierten Bauteilen, die durch die geringe Belastung meist weit überdimensioniert sind. Aus diesem Grund werden nur wenige charakteristische mechanische Belastungen ermittelt wie die Momente die die Haupt- (M_i^{HA}) und Nebenachsantriebe (M_i^{NA}) aufbringen müssen. Die Berechnung der Belastungen erfolgt für eine bekannte Pose beschrieben durch die Transformationsmatrix ${}^{\text{base}}\mathbf{T}_{\text{tcp}}$ und die mechanischen Belastungen beschrieben durch den Kraftvektor ${}^{\text{base}}\mathbf{F}$ und den Momentenvektor ${}^{\text{base}}\mathbf{M}$. Als Kraftangriffspunkt wurde der Schnittpunkt der drei Nebenachsen festgelegt (Bild 6.5).

Kräfte in den Parallelführungsstäben

Grundlage der Berechnung der Antriebsmomente M_i^{HA} und M_i^{NA} ist die Kenntnis der Belastungen in den Parallelführungsstäben. Zu deren Ermittlung werden die Stäbe wie in Bild 6.5 dargestellt freigeschnitten. Wie unten ausgeführt, sind die Parallelführungsstäbe über Kugelgelenke an die Abstandhalter angebunden und deshalb keine Querkräfte beziehungsweise Torsions-/Biegemomente übertragen werden, sondern nur Normalkräfte. Somit sind die normierten Kraftachsen ${}^{\text{base}}\mathbf{f}_{\text{uia},b}$, nicht jedoch die Beträge und Richtungen $F_{\text{uia},b}$ bekannt:

$${}^{\text{base}}\mathbf{F}_{\text{uia},b} = F_{\text{uia},b} \cdot {}^{\text{base}}\mathbf{f}_{\text{uia},b} = F_{\text{uia},b} \cdot \frac{{}^{\text{base}}\mathbf{p}_{\text{oia},b} - {}^{\text{base}}\mathbf{p}_{\text{uia},b}}{|{}^{\text{base}}\mathbf{p}_{\text{oia},b} - {}^{\text{base}}\mathbf{p}_{\text{uia},b}|} \quad (6.25)$$

Zur Bestimmung der Kräfte $F_{uia,b}$ an den Kugelgelenken $\mathbf{p}_{uia,b}$ werden die Kraft- und Momentenbilanzen bezüglich des Manipulatorkoordinatensystems aufgestellt:

$$\begin{aligned}
 \sum F_x = 0: F_x + \sum_{i=1}^3 \left(F_{uia} \cdot {}^{base}f_{uia,x} + F_{uib} \cdot {}^{base}f_{uib,x} \right) &= 0 \\
 \sum F_y = 0: F_y + \sum_{i=1}^3 \left(F_{uia} \cdot {}^{base}f_{uia,y} + F_{uib} \cdot {}^{base}f_{uib,y} \right) &= 0 \\
 \sum F_z = 0: F_z + \sum_{i=1}^3 \left(F_{uia} \cdot {}^{base}f_{uia,z} + F_{uib} \cdot {}^{base}f_{uib,z} \right) &= 0 \\
 \sum M_x = 0: M_x + \sum_{i=1}^3 F_{uia} \left({}^{base}p_{uia,y} \cdot {}^{base}f_{uia,z} - {}^{base}p_{uia,z} \cdot {}^{base}f_{uia,y} \right) + \\
 &+ \sum_{i=1}^3 F_{uib} \left({}^{base}p_{uib,y} \cdot {}^{base}f_{uib,z} - {}^{base}p_{uib,z} \cdot {}^{base}f_{uib,y} \right) = 0 \\
 \sum M_y = 0: M_y + \sum_{i=1}^3 F_{uia} \left({}^{base}p_{uia,z} \cdot {}^{base}f_{uia,x} - {}^{base}p_{uia,x} \cdot {}^{base}f_{uia,z} \right) + \\
 &+ \sum_{i=1}^3 F_{uib} \left({}^{base}p_{uib,z} \cdot {}^{base}f_{uib,x} - {}^{base}p_{uib,x} \cdot {}^{base}f_{uib,z} \right) = 0 \\
 \sum M_z = 0: M_z + \sum_{i=1}^3 F_{uia} \left({}^{base}p_{uia,x} \cdot {}^{base}f_{uia,y} - {}^{base}p_{uia,y} \cdot {}^{base}f_{uia,x} \right) + \\
 &+ \sum_{i=1}^3 F_{uib} \left({}^{base}p_{uib,x} \cdot {}^{base}f_{uib,y} - {}^{base}p_{uib,y} \cdot {}^{base}f_{uib,x} \right) = 0 \quad (6.26)
 \end{aligned}$$

Die Kräfte- und Momentenbilanzen für die Koordinatenrichtungen lassen sich in jeweils einer Vektorgleichung zusammenfassen:

$$\begin{aligned}
 \sum \mathbf{F} = \mathbf{0}: \mathbf{F} + \sum_{i=1}^3 \left(F_{uia} \cdot {}^{base}\mathbf{f}_{uia} + F_{uib} \cdot {}^{base}\mathbf{f}_{uib} \right) &= \mathbf{0} \\
 \sum \mathbf{M} = \mathbf{0}: \mathbf{M} + \sum_{i=1}^3 \left({}^{base}\mathbf{p}_{uia} \times F_{uia} \cdot {}^{base}\mathbf{f}_{uia} + {}^{base}\mathbf{p}_{uib} \times F_{uib} \cdot {}^{base}\mathbf{f}_{uib} \right) &= \mathbf{0} \quad (6.27)
 \end{aligned}$$

Das beschriebene lineare Gleichungssystem (Gl. 6.26) aus 6 Gleichungen mit 6 Unbekannten $F_{uia,b}$ kann entweder konventionell gelöst werden. In Matrixform mit der Koeffizientenmatrix \mathbf{A} , dem Vektor \mathbf{F}_u der unbekanntenen Einzelkräfte $F_{uia,b}$ und dem Vektor \mathbf{b} der Rechten Seite (alle Vektoren im Manipulatorkoordinatensystem ${}^{base}\mathbf{T}$):

$$\underbrace{\begin{pmatrix} \mathbf{f}_{u1a} & \mathbf{f}_{u1b} & \mathbf{f}_{u2a} & \mathbf{f}_{u2b} & \mathbf{f}_{u3a} & \mathbf{f}_{u3b} \\ \mathbf{p}_{u1a} \times \mathbf{f}_{u1a} & \mathbf{p}_{u1b} \times \mathbf{f}_{u1b} & \mathbf{p}_{u2a} \times \mathbf{f}_{u2a} & \mathbf{p}_{u2b} \times \mathbf{f}_{u2b} & \mathbf{p}_{u3a} \times \mathbf{f}_{u3a} & \mathbf{p}_{u3b} \times \mathbf{f}_{u3b} \end{pmatrix}}_{\mathbf{A}} \cdot \mathbf{F}_u = \underbrace{\begin{pmatrix} -\mathbf{F} \\ -\mathbf{M} \end{pmatrix}}_{\mathbf{b}} \quad (6.28)$$

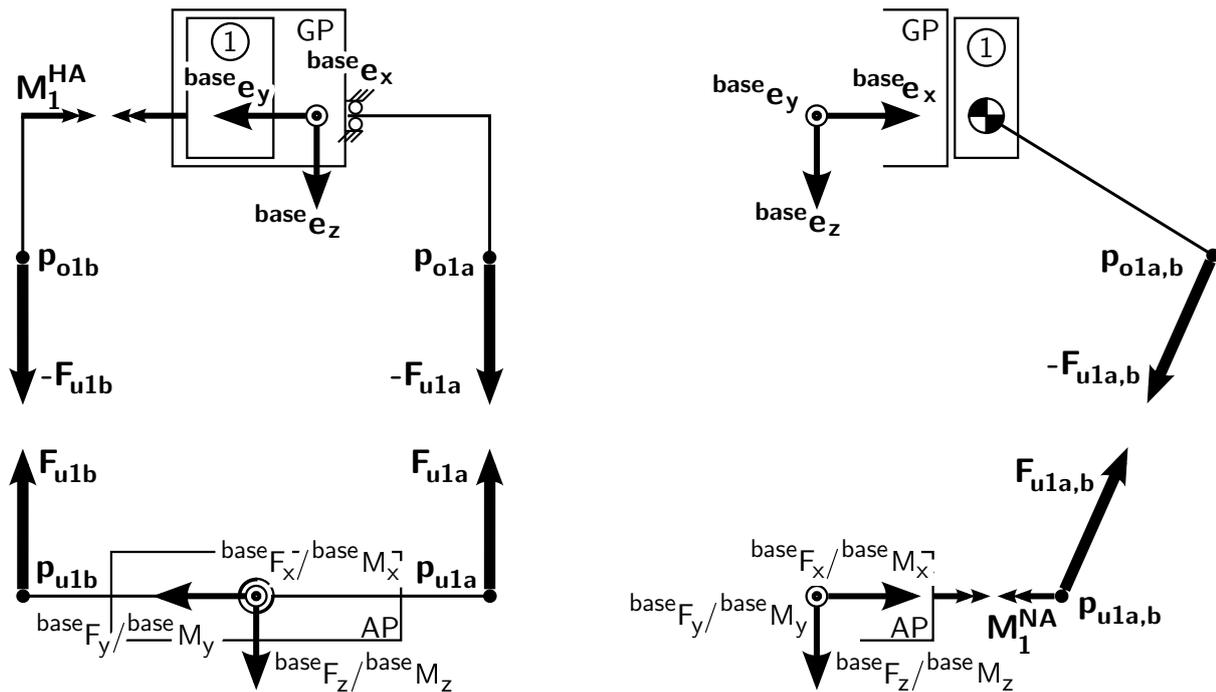


Bild 6.5: Freigeschnittene Kräfte (Einfachpfeile) und Momente (Doppelpfeile) zur Berechnung der Belastungen des Manipulators, dargestellt an Arm 1. Am gemeinsamen Schnittpunkt der Nebenachsen in der Arbeitsplattform befindet sich der Kraftangriffspunkt der Last $\text{base } \mathbf{F}$ (beziehungsweise dessen Komponenten $\text{base } \mathbf{F}_{x,y,z}$). Das Lastmoment $\text{base } \mathbf{M}$ ist entsprechend in Form dessen Komponenten bezeichnet. Die Kugelgelenke an den Ellenbogen- ($\mathbf{p}_{oia,b}$) und Handgelenken ($\mathbf{p}_{uia,b}$) erlauben den Parallelführungsstäben ausschließlich die Übertragung von Normalkräften. Die Antriebsmomente sind mit M_i^{HA} für die Haupt- mit M_i^{NA} für die Nebenachsen bezeichnet.

kann das lineare Gleichungssystem auch rechnergestützt gelöst werden, entweder durch Einsatz des GAUSS-ELIMINATIONSVERFAHRENS oder, wenn die Koeffizientenmatrix \mathbf{A} invertierbar ist, durch Bildung deren Inversen \mathbf{A}^{-1} :

$$\mathbf{A} \cdot \mathbf{F}_u = \mathbf{b} \Rightarrow \mathbf{F}_u = \mathbf{A}^{-1} \cdot \mathbf{b} \quad (6.29)$$

Nebenachs-Antriebsmomente

Mit Kenntnis der Kräfte $F_{uia,b}$ in den Kugelgelenken $\mathbf{p}_{uia,b}$ lassen sich die Antriebsmomente der Nebenachsen M_i^{NA} berechnen. Zur Bestimmung des Antriebsmomentes M_1^{NA} der Achse 1 wird der Abstandhalter freigeschnitten (Bild 6.5), die freien beziehungsweise normierten Richtungsvektoren $\text{base } \mathbf{f}_{u1a,b}$ durch Rotation in das Koordinatensystem der Arbeitsplattform transformiert:

$$\text{tcp } \mathbf{f}_{u1a,b} = \text{rot} \left(\text{tcp } \mathbf{T}_{\text{base}} \right) \cdot \text{base } \mathbf{f}_{u1a,b} \quad (6.30)$$

und anschließend die Momentenbilanz um die Antriebsachse, identisch mit der x -Achse, gebildet:

$$\begin{aligned} \sum M_x = 0: & -M_1^{NA} + F_{u1a} \cdot \left({}^{tcp}p_{u1a,y} \cdot {}^{tcp}f_{u1a,z} - {}^{tcp}p_{u1a,z} \cdot {}^{tcp}f_{u1a,y} \right) + \\ & + F_{u1b} \cdot \left({}^{tcp}p_{u1b,y} \cdot {}^{tcp}f_{u1b,z} - {}^{tcp}p_{u1b,z} \cdot {}^{tcp}f_{u1b,y} \right) = 0 \end{aligned} \quad (6.31)$$

Die Berechnung der Antriebsmomente M_2^{NA} und M_3^{NA} erfolgt entsprechend. Hierzu werden Kraftvektorrichtungen ${}^{tcp}\mathbf{f}_{uia,b}$ und Handgelenke ${}^{base}\mathbf{p}_{oia,b}$ zunächst mit $\Phi_2 = \frac{2}{3}\Pi$ und $\Phi_3 = \frac{4}{3}\Pi$ in die Lage 1 gedreht:

$$\begin{aligned} {}^{tcp}\mathbf{f}_{uia,b}^1 &= \begin{pmatrix} \mathbf{R}_z(-\Phi_i) & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} {}^{tcp}\mathbf{f}_{uia,b} \\ 1 \end{pmatrix} \\ {}^{tcp}\mathbf{p}_{uia,b}^1 &= \begin{pmatrix} \mathbf{R}_z(-\Phi_i) & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} {}^{tcp}\mathbf{p}_{uia,b} \\ 1 \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (6.32)$$

und anschließend die Lastmomente nach Gl. 6.31 berechnet.

Hauptachs-Antriebsmomente

Zur Berechnung der Antriebsmomente der Hauptachsen werden die Kräfte an den Oberarm-Kugelgelenken $p_{oia,b}$ herangezogen (Bild 6.5). Diese sind entgegengesetzt gleich den Kräften an den Kugelgelenken $p_{uia,b}$. Aus der Momentensumme um die Achse des Servoantriebs 1 (${}^{HA1}\mathbf{e}_y$), parallel zu ${}^{base}\mathbf{e}_y$ des Manipulatorkoordinatensystems, kann das Antriebsmoment M_1^{HA} bestimmt werden. Wie Gl. 6.33 zu entnehmen muss nicht zwischen den Punkten ${}^{HA1}\mathbf{p}_{o1a}$ und ${}^{HA1}\mathbf{p}_{o1b}$ unterschieden werden, da nur die y -Komponente abweicht, die nicht in Gl. 6.33 eingeht. Statt dessen wird deren Mittelpunkt ${}^{HA1}\mathbf{p}_{o1}$ verwendet:

$$\begin{aligned} \sum M_y = 0: & -M_1^{HA} - F_{u1a} \cdot \left[{}^{HA1}p_{o1,z} \cdot {}^{base}f_{u1a,x} - {}^{HA1}p_{o1,x} \cdot {}^{base}f_{u1a,z} \right] + \\ & - F_{u1b} \cdot \left[{}^{HA1}p_{o1,z} \cdot {}^{base}f_{u1b,x} - {}^{HA1}p_{o1,x} \cdot {}^{base}f_{u1b,z} \right] = 0 \\ M_1^{HA} &= -F_{u1a} \cdot \left[{}^{HA1}p_{o1,z} \cdot {}^{base}f_{u1a,x} - {}^{HA1}p_{o1,x} \cdot {}^{base}f_{u1a,z} \right] + \\ & - F_{u1b} \cdot \left[{}^{HA1}p_{o1,z} \cdot {}^{base}f_{u1b,x} - {}^{HA1}p_{o1,x} \cdot {}^{base}f_{u1b,z} \right] = 0 \end{aligned} \quad (6.33)$$

Das neue Koordinatensystem ${}^{HA1}\mathbf{T}$ ist parallel zum Manipulatorkoordinatensystem und um den Faktor a_o längs von ${}^{base}\mathbf{e}_x$ verschoben, so dass ${}^{HA1}\mathbf{e}_y$ mit der Antriebsachse 1 zusammenfällt. Der Punkt ${}^{HA1}\mathbf{p}_{o1}$ kann entweder mittels Koordinatentransformation (Verschiebung um $-a_o$ längs ${}^{base}\mathbf{e}_x$) berechnet werden aus ${}^{base}\mathbf{p}_{o1}$ oder direkt über die kinematischen Bedingungen:

$${}^{HA1}\mathbf{p}_{o1} = \begin{pmatrix} \mathbf{R}_y(-q_1^{HA}) & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} l_o \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (6.34)$$

Entsprechend Gl. 6.32 zur Berechnung der Nebenachs-Antriebsmomente M_2^{NA} und M_3^{NA} werden zur Bestimmung von M_2^{HA} und M_3^{HA} die Kraftvektorrichtungen ${}^{base}\mathbf{f}_{uia,b}$ in die Lage 1 gedreht (${}^{base}\mathbf{f}_{uia,b}^1$). Die Hebelarme ${}^{HA1}\mathbf{p}_{oi}^1$ können entweder wiederum durch Verschiebung und Drehung (Gl. 6.32) aus ${}^{base}\mathbf{p}_{oi}^1$ oder entsprechend Gl. 6.34 mit q_2^{HA} beziehungsweise q_3^{HA} berechnet werden.

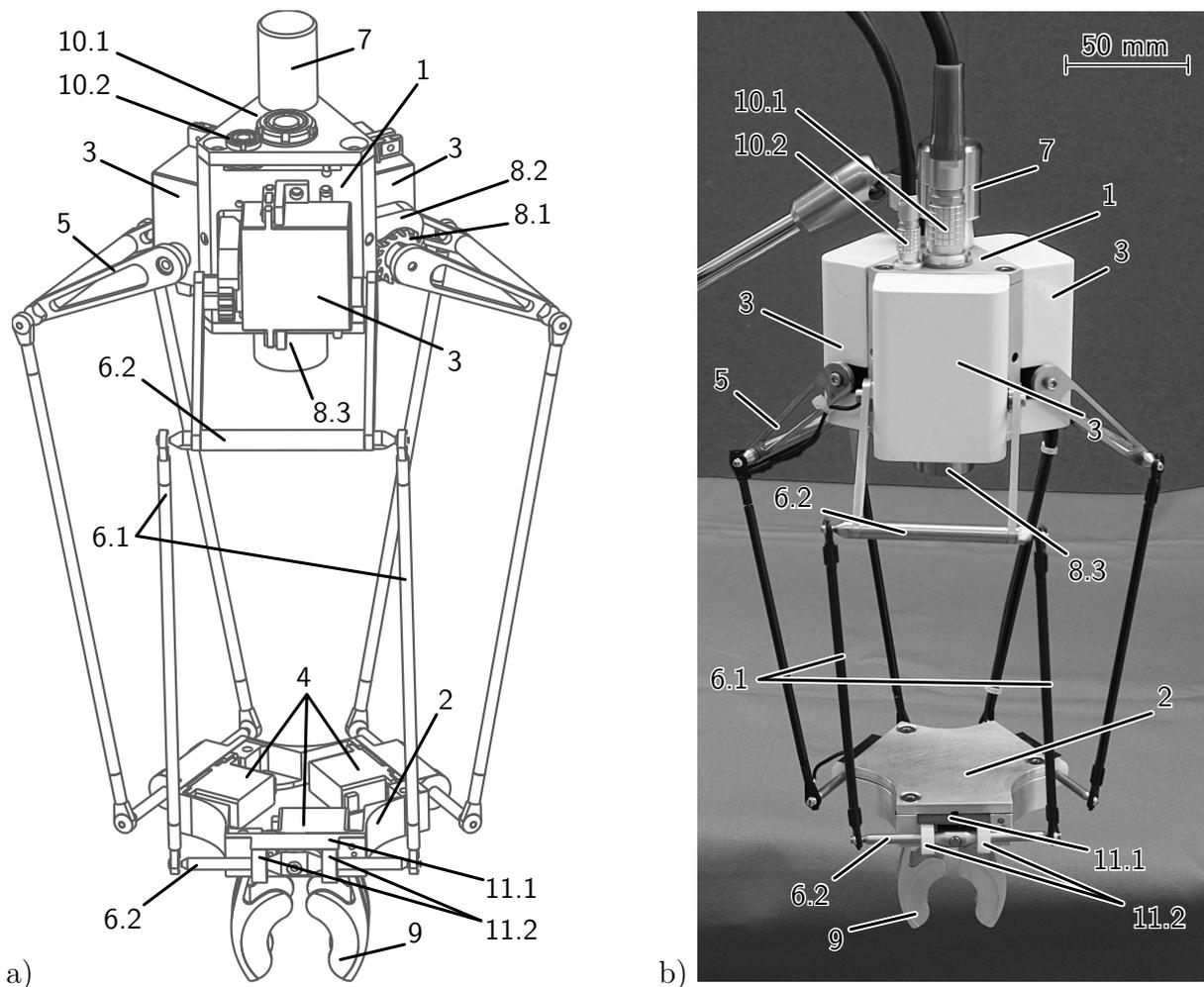


Bild 6.6: Komponenten des Manipulators dargestellt am a) CAD-Modell und b) Foto (1. Grundgestell, 2. bewegte Arbeitsplattform, 3. Servoantrieb Hauptachse, 4. Servoantrieb Nebenachse, 5. Oberarm, 6. Unterarm als Parallelführung, 6.1. Teilarm, 6.2. Abstandhalter, 7. Flansch Gelenkarm, 8. Bremse, 8.1 Bremsscheibe, 8.2 Bremshebel, 8.3 Bremse Eisenjoch, 9. Halter Endoskopkamera, 10. Steckkontakte, 10.1 Spannungsversorgung, 10.2 Signalverbindung Bedienkonsole, 11. Nebenachszentrierung, 11.1 Federblech, 11.2 Federanschläge).

6.3 Realisierte Abmessungen und mechanische Umsetzung

Im Folgenden wird die mechanische Umsetzung des Manipulators (Bild 6.6) dargestellt. In Bild 6.6 ist der grundlegende Aufbau zu sehen. An der Mantelfläche des Grundgestells (1) mit einem Querschnitt eines gleichseitigen Dreiecks sind die Hauptachsenantriebe (3) befestigt. Diese werden von den Oberarmen (5) umgriffen zur Erreichung eines großen Stützabstandes. Kugelgelenke stellen die Verbindung von den Parallelführungsstäben (6.1) der Unterarme (6) zu den Abstandhalter (6.2) auf Seite der Oberarme und der Arbeitsplattform (2) her. Der Mittelpunkt der arbeitsplattformseitigen Abstandhalter sind mit dem Nebenachsenantrieben (4) verbunden, die auf der Arbeitsplattform befestigt sind. Ein

ungewolltes Bewegen der Oberarme, beispielsweise bei Stromausfall, wird durch ein Bremsystem (8) vermieden. Statt Bremsen besitzen die Nebenachsenantriebe ein Zentrierungssystem (11), welches die Plattform bei Ausfall eines oder mehrerer Antriebe in die Mittellage bewegt. Befestigt wird der Manipulator über einen Flansch (7) an einem Gelenkarm. In den Halter (9) auf der Arbeitsplattform wird die Endoskopkamera mit VITOM-Optik drehbar eingerastet. Spannungs- und Signalversorgung erfolgt über die Steckkontakte (10).

Hauptachsenantriebe und Grundgestell

Entscheidenden Einfluss auf die Ausgestaltung des Manipulators haben die Hauptachsenantriebe. Größe und Form der Anbindungsmöglichkeiten an das Grundgestell und die Oberarme müssen in die Konstruktion einbezogen werden. Aus diesem Grund steht die Auswahl eines geeigneten Servoantriebs am Beginn der Entwicklung. Vorversuche (Kraus u. a. 2009a, b) mit einem Funktionsmuster zeigten, dass die Längen für die Oberarme $l_o = 60$ mm und Unterarme $l_u = 150$ mm geeignet sind für den Einsatz des Manipulators in der HNO-Chirurgie, sowohl in Bezug auf den Arbeitsraum als auch auf die Baugröße des Manipulators. Ausgehend vom Gewicht des Endoskopkameranagements einschließlich Optik und Kabel sowie der Schwenkplattform von $m_{Last} \approx 0,7$ kg kann das statische Antriebsmoment für die Hauptachsenantriebe überschlagen werden. Das grundsätzlich höchste statische Antriebsmoment kann eintreten, wenn *ein* Hauptachsenantrieb das gesamte Gewicht halten muss und der Oberarm im rechten Winkel zur Gewichtskraft steht.

$$M_{max,statisch}^{HA} \approx m_{Last} \cdot g \cdot l_o = 0,7 \text{ kg} \cdot 9,81 \text{ m/s}^2 \cdot 0,06 \text{ m} \approx 0,4 \text{ N} \cdot \text{m} \quad (6.35)$$

Hierbei wird außer Acht gelassen, dass sich die Gewichtskraft schwerpunktabhängig auf mehrere Servoantriebe verteilt wird, das Endoskopkameranagements beschleunigt werden muss und (versehentlich oder bewusst) Kräfte durch den Benutzer aufgebracht werden. Eine Belastung der Antriebe bis zum spezifizierten Nennmoment soll vermieden werden. Unter Beachtung dieser Randbedingungen wird ein Sicherheitsfaktor von $S = 4$ festgelegt. Somit ergibt sich ein Auslegungsdrehmoment für die Hauptachsenantriebe $M_{Auslegung}^{HA}$ von

$$M_{Auslegung}^{HA} = S \cdot M_{max,statisch}^{HA} = 4 \cdot 0,4 \text{ N} \cdot \text{m} = 1,6 \text{ N} \cdot \text{m} \quad (6.36)$$

Die Wahl fiel auf den *BLS 351* von *Futaba* mit einem Haltemoment von $3 \text{ N} \cdot \text{m}$ bei 6 V Versorgungsspannung.

Das Grundgestell bildet mit den dazugehörigen Abdeckungen den zentralen Knoten für Mechanik und Elektrik des Manipulatorsystems. Daran sind die Hauptachsenantriebe und die zugehörigen Bremsen befestigt, ebenso wie die Steckbuchsen für die Spannungsversorgung (10.2) und Verbindung mit der Bedienkonsole (10.1). Verbunden mit einem Gelenkarm über den Flansch (7) kann das Endoskopkameranagements jederzeit grob ausgerichtet werden. Bedingt durch die kinematische Struktur ist das Grundgestell ein Prisma mit der Grundfläche eines gleichseitigen Dreiecks. Mit Montagewinkel werden die Hauptachsenantriebe an den Seitenflächen des Grundgestells befestigt. Im Hohlraum des Grundgestells ist das Bremsensystem und die manipulatorseitige Elektronik untergebracht. Durch Vertiefungen in der Grundfläche des Grundgestells wird die Platine vom Inneren des Grundgestells zu den Hauptachsenantrieben geführt.

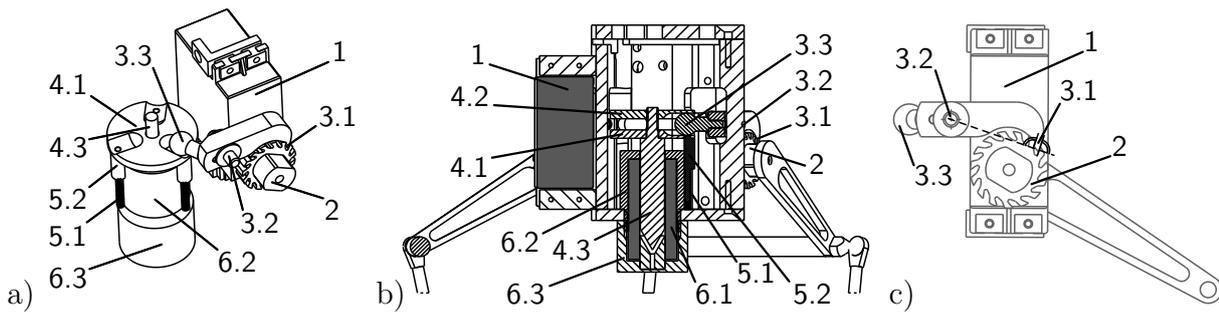


Bild 6.7: Selbstblockierende Bremse der Hauptachsen. a) 3D-Ansicht einer Hauptachsenbremse mit Tauchspulenkomponente (6) und Rückstellfedern (5). b) Längsschnitt durch den Grundgestell mit Hauptachsenbremssystem. c) Geometrie der Flanken von Bremscheibe (2) und -hebel (3) die Senkrecht auf der Verbindungslinie zum Drehgelenk (3.2) des Bremshebels (3) stehen zur Vermeidung eines Drehmomentes auf den Bremshebel (3) bei Belastung. (1. Hauptachsenantrieb, 2. Bremscheibe, 3. Bremshebel, 3.1 Rasthaken, 3.2 Drehgelenk, 3.3 Kugelgelenk, 4.1 untere und 4.2 obere Ankerscheibe, 4.3 ferromagnetischer Tauchanker, 5.1 Rückstellfeder mit 5.2 Hülse zur Einstellung der Federkraft, 6.1 Tauchspule, 6.2 und 6.3 zweiteiliges ferromagnetisches Joch zur Befestigung in der Grundgestellabdeckung)

Bremsen

Um ein unbeabsichtigtes Bewegen der Hauptachsen bei Ausfall der Versorgungsspannung oder bei Auftreten eines Fehlers in der Manipulatorsteuerung zu verhindern, sind die Hauptachsen mit Bremsen versehen. Eine Anbringung von Reibbremsen auf der schnell-drehenden, drehmomentschwachen Motorwelle der Servoantriebe ist durch den gekapselten Aufbau der Hauptachsenantriebe nicht möglich. Statt dessen sind sie auf der langsamdrehenden, drehmomentstarken Abtriebswelle hinter dem Getriebe angebracht, direkt auf der Hauptachse (Bild 6.7a). Zum Blockieren der Antriebe mit Reibbremsen ist das Bauvolumen des Manipulators nicht ausreichend. Die Bremsen einschlägiger Hersteller mit einem Bremsmoment von etwa $3 \text{ N} \cdot \text{m}$, entsprechend dem nominellen Antriebsmoment, weisen ein Bauvolumen in der Größenordnung des Grundgestells des Manipulators auf. Aus diesem Grund wurde für den Manipulator eine selbstblockierende formschlüssige Bremse entworfen. Auf der Abtriebswelle jedes Hauptachsenantriebs (1) sitzt eine Bremscheibe (2) mit Rastkerben. Im Blockierfall greift in diese der Rasthaken (3.1) des Bremshebels (3) ein. Er stützt sich über ein Drehgelenk (3.2) im Grundgestell des Manipulators ab. Die Form von Rastkerbe und Rasthaken ist so gestaltet, dass sich im Blockierfall nur minimale Momente um das Drehgelenk (3.2) ergeben. Dazu stehen die Flächen der Flanken senkrecht zur Verbindungslinie zum Drehgelenk (3.2) (Bild 6.7c). Diese Formgebung gilt für beide Flanken, so dass es keine Vorzugsrichtung für das Blockiermoment ergibt. Durch diese Kontur erfolgt die Blockierung der Achse nahezu ausschließlich durch das Gestell und die Kraft zum Halten des Bremshebels im blockierten Zustand ist minimal, ebenso wie die Kraft zum Lösen der Bremse. Das passive Einschwenken des Bremshebels (3) in die Bremscheibe (2) erfolgt durch Federn (5.1), deren Kräfte über die untere Ankerscheibe (4.1) auf die Kugelgelenke (3.3) der drei Bremshebel (3) übertragen werden. Die Federn werden durch Dorne auf der unteren Ankerscheibe geführt. Durch Zwischenlegen passender Hülsen (5.2) kann

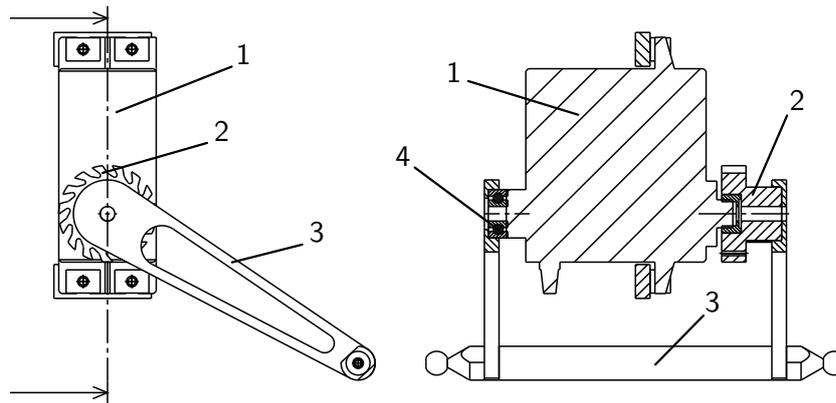


Bild 6.8: Hauptachs Antrieb mit umgreifenden Oberarm. (1. Hauptachs Antrieb, 2. Brems-scheibe, 3. Oberarm umgreift den Hauptachs Antrieb, 4. Kugellager zur drehbaren Befestigung des Oberarms)

die Federkraft eingestellt werden. Zum aktiven Ausschwenken wird der ferromagnetische Tauchanker (4.3) von einer Tauchspule angezogen und die obere Ankerscheibe (4.2) drückt den Rasthaken (3.1) aus der Rastkerbe. Die Kugeln der Bremshebel (3.3) können sich translatorisch und rotatorisch in den Nuten zwischen den beiden Ankerscheiben bewegen. Zur Gewährleistung einer geringen Reibung wurden die Ankerscheiben in Messing und die Kugel in Stahl ausgeführt, so dass sich eine günstige Gleitpaarung ergibt. Zum Einstellen des Lagerspalts sind die Ankerscheiben zweiteilig ausgeführt. In der unteren Ankerscheibe (4.1) befindet sich eine Bohrung, in der oberen (4.2) ein Gewinde. Durch Ein- und Ausdrehen des Tauchankers (4.3) kann der Abstand der beiden Scheiben eingestellt werden. Der eingestellte Lagerspalt wird durch Schraubensicherungslack im Gewinde zwischen Tauchanker und oberer Ankerscheibe fixiert. Im zweiteiligen ferromagnetischen Joch (6.2, 6.3) wird einerseits das Magnetfeld der Tauchspule (6.1) geführt zur Verbesserung der Magnetkraft auf den Tauchanker (4.3), andererseits auch die Spule in der unteren Grundgestellabdeckung befestigt.

Ober-/Unterarme

Für die Oberarme wurde ein mehrteiliger Aufbau gewählt, der die Hauptachs antriebe umgreift (Bild 6.8). Über die Brems-scheibe mit einer eingebrachten Keilwellenverbindung (2) wird die mechanische Anbindung zur Abtriebswelle des Hauptachs antriebs (1) geschaffen. Als Axial- und Radiallagerung wird die Lagerung der Abtriebswelle genutzt. Das Drehmoment wird formschlüssig von der Brems-scheibe auf den Oberarm (3) übertragen. Eine nicht dargestellte Schraube verbindet die Abtriebswelle, Brems-scheibe (2) und Oberarm (3) miteinander. Auf der Gegenseite wird der Oberarm mit einem wartungsfreien Radialkugellager (4) mit der Rückplatte des Hauptachs antriebs (1) verbunden. Der Außenring des Kugellagers (4) ist in eine Tasche des Oberarms (3) eingepresst und zusätzlich mit Schraubensicherungslack fixiert, während der Innenring mit dem Hauptachs antrieb (1) verschraubt ist. Zur Gewichtsreduktion sind die Teilerarme in der Mitte freigefräst. Sie sind über einen Abstandhalter torsionssteif miteinander verbunden. Kegelförmige Schraubenköpfe mit Innengewinde erlauben die Befestigung der Unterarme mittels Kugelgelenke

(Bild 6.6). Rohre aus kohlefaserverstärktem Kunststoff (CFK) mit eingeklebten Kugelgelenkpfannen dienen als Unterarme (6.1). Zur Sicherstellung identischer Armlängen erfolgte das Aushärten des 2-Komponenten Klebstoffes auf einer Klebelehre. Zwei Paßstifte im Abstand der Unterarmlängen $l_u = 150$ mm nahmen die Kugelgelenke auf. Als gemeinsamer Träger für die Kugelgelenkpfannen und dem CFK-Rohr dient ein Messingrohr. Dies erlaubt das Einziehen der Verkabelung zur Spannungs- und Signalversorgung der elektrischen Komponenten auf der Arbeitsplattform. Auf Seite der Arbeitsplattform sind Kugelgelenke der Unterarme ebenfalls mit Abstandhalter (6.2) verschraubt.

Arbeitsplattform, Nebenachsen und Kameraaufnahme

Die bewegte Arbeitsplattform (Bild 6.6 (2)) bildet den gemeinsamen Knoten, an welchem die Unterarme (6) zusammengeführt werden. Hierzu bildet es auch das Gestell für die Nebenachsenantrieben (4), an deren Abtriebsachsen die arbeitsplattformseitigen Abstandhalter (6.2) über Keilwellenverbinder verschraubt sind. Im Gegensatz zu den Hauptachsenantrieben (3) sind nur die Abtriebsachsen in den Servoantrieben (4) gelagert. Eine zusätzliche Lagerung der Abstandhalter (6.2) wurde nicht vorgesehen.

Bei den eingesetzten Servoantrieben ergibt sich wie bei den Hauptachsenantrieben das Problem, dass an die schnelldrehende, drehmomentschwachen Motorwelle keine Bremse angebracht werden konnte und statt dessen auf die langsam drehende, drehmomentstarke Abtriebswelle des Getriebes verlagert werden musste. Um den Aufbau möglichst leicht und kompakt zu halten, wurde auf den Einsatz einer Bremse verzichtet. An deren Stelle wird der Abstandhalter (6.2) im Fehlerfall mit Federkraft parallel zur Arbeitsplattform (2) gehalten. Zum Einsatz kommt ein Federblech (11.1), welches zwischen die Arbeitsplattform (2) und deren Abdeckung eingespannt wird. Ein frühzeitiges Einreißen des Federbleches durch Kerbwirkung an der Einspannstelle wurde vermieden durch die Verlängerung des Bleches zwischen Plattform und Abdeckung mit einer Verrundung der rechtwinkligen Schnittführung. Die Durchmesser der Anschläge (11.2) an den Abstandhaltern (6.2) sind so gewählt, dass sie im Ruhefall beide das Federblech berühren, nicht jedoch relevant verformen. Dadurch wird ein statisches Biegemoment auf die Abtriebsachsen der Nebenachsenantrieben (4) vermieden. Eine Vorspannung ohne statisches Biegemoment wäre realisierbar durch zwei gegenüberliegende Federbleche bei gleichzeitig größer gewähltem Durchmesser der Federanschlüsse, wurde jedoch nicht realisiert.

Zur Aufnahme der Endoskopkamera wurde auf einen am Lehrstuhl bestehenden Endoskopkamerahalter (9) zurückgegriffen, welcher es ermöglicht, eine STORZ IMAGE 1™ Endoskopkamera zu halten und eine Verdrehung um die Endoskopachse zu ermöglichen. Der Endoskopkamerahalter (9) umschließt den Fokussiering der Endoskopkamera und klemmt dessen kreisförmige Lagerung. Diese Geometrie erlaubt sowohl das Drehen der Kamera im Halter (9) zur Ausrichtung des Bildes auf dem Monitor zwecks Verbesserung der Hand-Auge-Koordination, als auch die Einstellung der Fokuslage.

Zur Auswahl der Nebenachsenantrieben wurde deren Belastung betragsmäßig abgeschätzt. Die Auswahl der Nebenachsenantriebe erfolgte auf Grund der Baugröße und des Gewichtes, um die bewegte Arbeitsplattform so klein und leicht wie möglich zu halten. In diesem Fall fiel die Wahl auf den *HS-5065MG* von *Hitec* (Nenn-Drehmoment: $0,22 \text{ N} \cdot \text{m}$). Mit einer Baugröße von $23 \times 12 \times 24 \text{ mm}^3$ ist er geeignet zum Einbau in die Arbeitsplattform und einem Gewicht von 12 g belastet er die Hauptachsenantrieben nur relativ gering.

Tabelle 6.1: Übersicht der realisierten kinematischen Abmessungen des Manipulators sowie Gewicht der gesamten Schwenkplattform einschließlich Nebenachsenantriebe.

Name	Symbol	Maß
Oberarmabstand	$\frac{a_o}{\text{mm}}$	31
Unterarmabstand	$\frac{a_u}{\text{mm}}$	44,5
Oberarmlänge	$\frac{l_o}{\text{mm}}$	60
Unterarmlänge	$\frac{l_u}{\text{mm}}$	150
Länge Abstandhalter	$\frac{l_E}{\text{mm}}$	81
Gewicht Schwenkplattform	$\frac{m_{SPF}}{\text{g}}$	170

6.4 Zusammenfassung

Zusammenfassend wurde ein Manipulator zum Positionieren des Storz VITOM realisiert basierend auf der DELTA-Kinematik von Clavel (1988). Zur Ermöglichung von rotatorischen Bewegungen wurden eine neuartige Zusatzkinematik vorgestellt, einschließlich einem Verfahren zur Berechnung der inversen Kinematik. Weiterhin wurde ein Ansatz zur Bestimmung der statischen Lastmomente für Haupt- und Nebenachsenantriebe abhängig von der Manipulatorpose und dem Belastungszustand dargestellt. Ausgehend von den realisierten charakteristischen kinematischen Abmessungen aus Tabelle 6.1 können konkrete Berechnungen durchgeführt werden.

7 Realisierung Steuerung und Bedienkonsole

Ausgehend vom Systementwurf (Kapitel 5.2, S. 40) wird in diesem Kapitel die Umsetzung der Manipulatorsteuerung beschrieben. Dies erfolgt aus mechanischer, elektronischer und softwaretechnischer Sicht, aufgeteilt nach Handsteuerung und Manipulator.

7.1 Mechanischer Aufbau

Der mechanische Aufbau der Bedienkonsole wurde mit Blick auf die Verwendung bei verschiedenen medizinischen Manipulatorsystemen des Lehrstuhls für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, TU München, in Zusammenarbeit mit den Projektleitern entwickelt. Ziel war es unter anderem, einen mechanisch stabilen Grundkörper zu gestalten, der die technischen Komponenten aufnimmt und gleichzeitig sowohl für den Entwicklungsprozess und dem Einsatz im Operationssaal geeignet ist. Über diesen Grundkörper wird eine Abdeckung geschoben, welche das mechanische Gehäuse verdeckt. Neben optischen Aspekten dient sie vor allem als Handablage für den Chirurgen, um die Bedienung der Joysticks zu erleichtern. Ein kapazitiver Sensor je Seite erkennt das Aufliegen der jeweiligen Hand. Bei den Sensoren wurde auf einen bestehenden Aufbau zurückgegriffen, der für den Einsatz in den Handablagen entwickelt wurde (Maier u. a. 2010). Auch ohne Abdeckung ist die Bedienkonsole nutzbar, wobei die kapazitiven Sensoren über ein Verlängerungskabel verbunden werden müssen. Das Grundgehäuse besteht aus einem quaderförmigen Gehäuse, welches durch eine horizontale Zwischenwand in zwei übereinanderliegende Räume aufgeteilt ist und über einen Befestigungsstab mit einer handelsüblichen Klemme am Operationstisch montiert werden kann. Notwendige Öffnungen des geerdeten Gehäuses wurden auf ein Minimum begrenzt, um elektromagnetische Störstrahlung in beide Richtungen abzublocken. Obere und untere Abdeckung sowie die Zwischenwand sind nicht nur stumpf mit der Gehäusewand verschraubt, sondern dringen über einen Absatz in das Gehäuse ein, um die Abschirmung weiter zu verbessern. Im oberen Abteil sind die Bedienelemente, zwei Joysticks, ein 2-Wege-Schalter und zwei Leuchtdioden, untergebracht. Diese sind über einen Durchbruch mit der Steuerelektronik im unteren Abteil verbunden. Zwei Steckkontakte bilden die Schnittstelle nach außen. Über den Manipulatoranschluss wird die Bedienkonsole mit Spannung versorgt und liefert die Steuersignale an den Manipulator. Ein Service-Anschluss dient zur Entwicklung der Steuerungssoftware und erlaubt deren Hochladen auf den Steuerungs-Controller und die Kommunikation mit dem Controller über eine RS-232-Schnittstelle.

7.2 Hardware-Aufbau

Der Hardware-Aufbau der Steuerung (Bild 7.1) ist in drei Komponenten aufgeteilt: die Bedienkonsole (1), der manipulatorseitigen Schaltung (3) und die Netzteile zur Versorgung des Manipulatorsystems mit elektrischer Energie (5). Verbunden sind diese Komponenten durch abgeschirmte Kabel (2, 4). Die Schirmung ist mit der Schutz Erde (PE) des 240 V-Netzes verbunden, sowie mit den metallischen Teilen des Manipulatorgrundgestells und

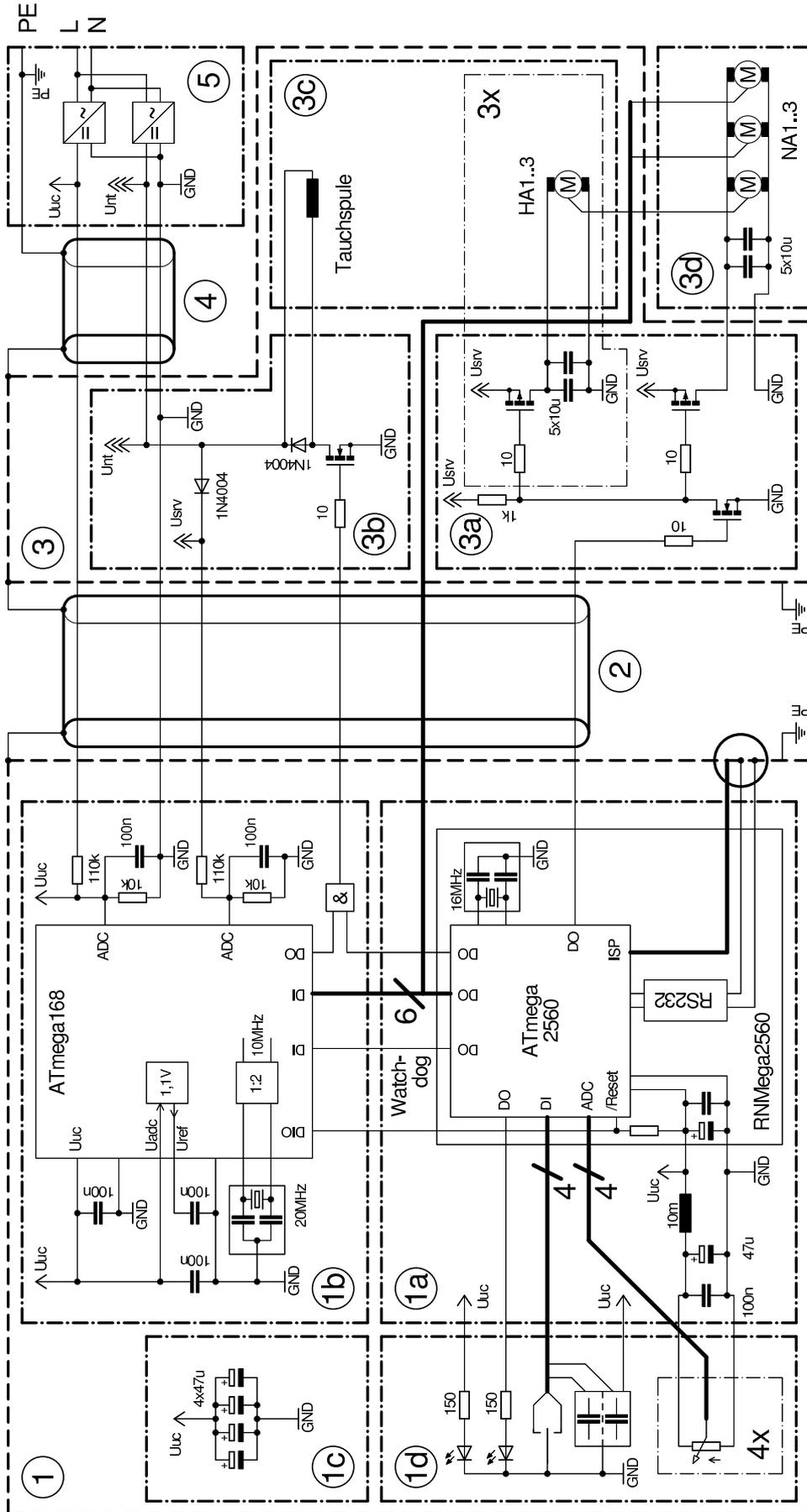


Bild 7.1: Schematischer Schaltungsaufbau der Steuerelektronik des Manipulatorsystems. (Bauteilwerte von Widerständen, Kondensatoren und Induktivitäten nur als Betrag ohne Einheit angegeben; 1. Bedienkonsole mit 1a. Manipulatorsteuerung, 1b. Watchdog, 1c. Pufferkondensatoren U_{uc} und 1d. Bedienelemente; 2. Signalkabel zur Verbindung der Bedienkonsole mit dem Manipulator; 3. Manipulator mit 3a. Spannungsabschaltung Servoantriebe, 3b. Spannungsabschaltung Bremse, 3c. Hauptachsenantriebe mit Tauchspule, 3d. Nebenachsenantriebe; 4. Spannungsversorgungskabel zur Verbindung der 5. Netzteile mit dem Manipulator)

der Bedienkonsole über die dafür vorgesehenen metallischen Gehäuse der Steckkontakte. Zwei medizinisch zugelassene Netzteile MPU50-102 von Sinpro Electronics Co., Ltd. mit nominell 40 W Ausgangsleistung liefern jeweils eine potentialfreie Ausgangsspannung mit $U_{uc} = 5\text{ V}$ für die Mikrocontrollersteuerung beziehungsweise $U_{nt} = 5,5\text{ V}$ zum Betrieb der Tauchspule sowie, über eine Schutzdiode, als U_{srv} für die Servoantriebe. Beide negative Anschlussklemmen sind zur erdfreien Systemmasse (GND) verbunden. Um induktive und ohmsche Verluste auf der höher belasteten Leitung für die Servo-Versorgungsspannung möglichst klein zu halten, werden die Versorgungsspannungen über (4) am Manipulator in das System eingespeist. Die U_{uc} wird über (2) an die Manipulatorsteuerung (1) weitergeleitet. Auf der Systemplatine in der Bedienkonsole wird U_{uc} niederimpedant durch vier parallele Kondensatoren (1c) lokal gepuffert, um Spannungseinbrüche während der pulsförmigen Stromspitzen durch induktive und ohmsche Verluste über die Versorgungsleitung zu minimieren. Aus gleichem Grund sind an allen Versorgungsspannungsanschlüssen der Mikrocontroller ortsnah niederimpedante Keramikkondensatoren angeordnet, entweder direkt auf der Systemplatine im Falle des Watchdog-Controllers (1b), oder auf der Platine des RNmega2560-Moduls (1a). Die Steuerung des Manipulators erfolgt durch den ATmega2560 des RNmega2560-Moduls. Hierzu besitzt er digitale Ausgänge zum Erzeugen der Ansteuersignale für die drei Haupt- (3c) und Nebenachsenantriebe (3d), zum Schalten von Servo-Versorgungsspannung (3a) beziehungsweise Tauchspule (3b) sowie digitale Ein- und Ausgänge für die Benutzereingabelemente (1d). Eine Leuchtdiode, verbunden mit U_{uc} , signalisiert dem Benutzer das Anliegen der Versorgungsspannung. Das Erkennen der Hände durch die kapazitiven Näherungssensoren wird durch die zweite Leuchtdiode signalisiert und die Manipulatorsteuerung freigeschaltet. Der Zwei-Wege-Schalter mit Tastfunktion erlaubt die Auswahl des Betriebsmodus zwischen Positionierung (Translation) und Orientierung (Rotation) der Arbeitsplattform, oder, getastet, dem Verfahren der Arbeitsplattform in die Mittelpose. Zwei Joysticks bestehend aus jeweils zwei Potentiometer sind an analoge Eingänge des ATmega2560 angeschlossen und dienen zum Verfahren der Arbeitsplattform. Die Versorgungsspannung der Potentiometer ist über einen LC-Glied (Grenzfrequenz $f_G \approx 230\text{ Hz}$) gefiltert, um Störungen auf U_{uc} zu dämpfen. Als Entwicklungsschnittstelle dient ein Anschluss, auf dem die *In System Programming*- (ISP-) sowie eine RS232-Schnittstelle nach Außen geführt ist und im regulären Betrieb nicht in Verwendung ist. Außerdem ist eine Leitung direkt mit dem Watchdog (1b) verbunden und dient zur Überwachung der Ausführungsfrequenz der Haupt-Programmschleife. Weiterhin überwacht der Watchdog die Versorgungsspannungen (U_{uc} , U_{srv}) sowie die vom Steuerungs-Controller (1a) erzeugten Servo-Signale auf Einhaltung der gültigen Arbeitsbereiche. Durch den Betrieb mit einer Taktrate von 10 MHz, erzeugt aus einem externen 20 MHz-Resonator und einer internen einstellbaren Frequenzteilung, ist eine korrekte Programmausführung bis hinab zu 2,7 V gewährleistet (Atmel Corp., San Jose, USA 2009). Dies erlaubt das Versetzen des Manipulators in einen sicheren Zustand (Blockieren der Achsen) und das Zurücksetzen des Steuerungs-Controllers. Zur Einschalten der Versorgungsspannung für die Servoantriebe U_{srv} muss sowohl der Steuerungs-Controller als auch der Watchdog die Freigabe erteilen. Diese Verknüpfung erfolgt mittels eines digitalen UND-Gatters mit zwei Eingängen. Sobald eines der beiden Signale 0 V annimmt, fallen die Bremshebel in die Nuten der Bremscheiben ein und die Hauptachsen sind blockiert. Zum Zurücksetzen des Steuerungs-Controllers wird dessen */Reset*-Leitung auf 0 V gezogen (die normalerweise über einen Pull-up-Widerstand auf dem RNmega2560-Modul auf U_{uc} gehalten wird), indem der digitale Anschluss am Watchdog vom hochohmigen Eingang in einen niederohmigen

Ausgang mit 0 V-Pegel umgeschaltet wird. Zum Messen einer schwankenden Versorgungsspannung U_{uc} wird eine stabile Referenzspannung für den Analog-Digital-Wandler benötigt und die interne 1,1 V-Referenzspannungsquelle des ATmega168 verwendet, gepuffert durch einen externen Kondensator. Hochohmige Multiplexer-Eingänge erlauben eine passive Spannungsteilung der zu messenden Spannungen U_{uc} , U_{srv} mittels zweier Widerstände. In diesem Fall kommt eine Spannungsteilung von $\frac{10}{120} \approx 0,08$ zum Einsatz, gepuffert über einen Keramikkondensator. Zur Überwachung der Servosignale werden diese über hochohmige digitale Eingänge ohne Pull-up-Widerständen eingelesen.

Die manipulatorseitige elektronische Schaltung (3) beschränkt sich im Wesentlichen auf die Verteilung der Steuerungssignale, die über (2) in den Manipulator gelangen, sowie das leistungsbehaftete Schalten der Servo-Versorgungsspannungen und der Tauchspule der Hauptachsbremsen mittels Feldeffekt-Transistoren (FET). Zum Vermeiden unerwünschter Schaltvorgänge durch elektromagnetisch Störungen auf den Steuerleitungen dämpft ein Vorwiderstand in unmittelbarer Nähe des *Gate*-Anschlusses daraus resultierende Störströme. Eine Unterbrechung der Masseverbindung der Servoantriebe wird vermieden durch den Einsatz von *p*-Kanal FET in der Versorgungsspannungsleitung. Um im hochohmigen AUS-Zustand ein minimales U_{GS} (*Gate-Source-Spannung*) Potential und eine positive Schaltlogik (logisch 1 entspricht Stromfluss) zu ermöglichen wird ein passiver Inverter mit einem Pull-Up-Widerstand auf U_{srv} am *Gate* der Schalttransistoren sowie ein *n*-Kanal FET eingesetzt. Die hieraus resultierende flachere Schaltflanke im Vergleich zu einer Halbbrücke aus komplementären *p*- und *n*-Kanal FET wird in Kauf genommen, da im Normalbetrieb die Schalttransistoren nur einmal leitend (nach dem Einschalten) und einmal nichtleitend (bei Abfallen von U_{uc} nach dem Ausschalten) geschaltet werden. Ebenso wird der statische Stromfluss von etwa 5 mA als vernachlässigend im Vergleich zum Stromfluss der Servoantriebe betrachtet. Die Servo-Versorgungsspannung ist niederimpedant über 5 parallelgeschaltene hochkapazitive Keramikkondensatoren mit 10 μ F gepuffert, um Stromspitzen lokal zu unterstützen. Dieser Aufbau ist einzeln für jeden der drei Hauptachsenantriebe sowie gemeinsam für die drei Nebenachsenantriebe realisiert, wobei die Pufferkondensatoren in der Schwenkplattform platziert sind. Der Schalttransistor der Tauchspule ist ein einfacher *n*-Kanal FET. Induzierte Spannungsspitzen nach dem Abschalten des Spulenstroms werden durch eine Freilaufdiode parallel zur Tauchspule kurzgeschlossen.

7.3 Software-Struktur

7.3.1 Steuerung

Die Programmstruktur der Manipulatorsteuerung ist linear aufgebaut. Die erste Aufgabe ist die Bestimmung der Reset-Quelle. Wenn dies nicht *Power-on Reset* ist (statt dessen z. B. *External Reset*, also ein Hardware-Reset über den */Reset*-Anschluss) wird davon ausgegangen dass ein Systemfehler vorausgegangen ist und die Programmabarbeitung unterbrochen durch eine Endlosschleife. Nach der Überprüfung der Reset-Quelle folgt die Initialisierung der gesamten Hardware, insbesondere der Systemuhr, dem Analog-Digital-Converter (ADC) und der PWM-Hardware für die Servo-Signale wird die Servo-Spannungsversorgung freigeschalten und die Bremsen der Hauptachsenantriebe gelöst. Die Hauptschleife, aufgebaut nach EVA (Eingabe, Verarbeitung, Ausgabe), wird durch die Systemuhr getaktet. Ein Funktionsaufruf blockiert den weiteren Programmablauf so lange,

bis eine festgelegte Zeit, hier 30 ms, seit dem letzten Zurückkehren aus der Funktion verstrichen ist. Hiermit wird ein Jitter in der Ausführungsfrequenz der Hauptschleife minimiert. Zur Umsetzung dieser Funktionalität wird ein Systemtimer verwendet, welcher seinen Grundtakt aus dem Systemquarz mit 16 MHz bezieht. In einer Interrupt-Routine wird die Systemuhr mit einer Auflösung von 1 ms verwaltet, welche durch zusätzliches Auslesen des Zählerwertes der *Timer/Counter*-Hardware auf 1 μ s erhöht wird (ohne Ausgleich der benötigten Rechenzeit). Das Auslesen der Joystick-Werte erfolgt nicht direkt, sondern aus einem Puffer des ADC-Treibers. Dieser ist so konfiguriert, dass nacheinander alle konfigurierten ADC-Eingänge, aus Erweiterbarkeitsgründen 8 Stück, parallel zur eigentlichen Programmausführung ausgelesen werden. Es wird die Möglichkeit genutzt, bei Abschluss einer Digitalwandlung eine Interrupt-Routine ausführen lassen zu können. Hier wird zur Rauschreduktion für jeden ADC-Kanal ein gleitender Mittelwert über 32 Messwerte berechnet, welcher dann durch das Hauptprogramm ausgelesen werden kann. Analogwerte werden mit einer Samplefrequenz von etwa 6 kHz digitalisiert, berechnet aus einem ADC-Grundtakt von 125 kHz, Wandeldauer von 13 ADC-Takten (Atmel Corp., San Jose, USA 2007, Kap. 26.4) und *geschätzten* 7 ADC-Takten Datenverarbeitung (Filterung). Somit ergibt sich eine Samplefrequenz je Kanal von etwa 800 Hz. Zurück in der Hauptschleife werden anschließend direkt die digitalen Eingänge (kapazitive Näherungsschalter zur Steuerungsfreigabe und 2-Wege-Schalter mit Mittelstellung, Bild 7.1.1d) gelesen. Der erste Schritt der Datenverarbeitung ist die Ermittlung, ob beide Hände auf den Ablagen aufliegen. In diesem Fall ist der Manipulator freigeschaltet und die Datenverarbeitung wird bis zum Ende durchgeführt. Abhängig von der Position des Schalters werden die Joystickstellungen interpretiert für die Positions- oder Orientierungsänderung. Hierzu gibt es für jeden der 4 Joystick-Potentiometer einen oberen (800) und einen unteren Schwellwert (200). Liegt der gemessene Wert außerhalb dieser Grenzen, wird dies als eine Aufforderung zur Bewegung der Arbeitsplattform interpretiert und die Sollposition um einen spezifischen Delta-Wert in die entsprechende Richtung verändert. Tatsächlich werden nur 3 Joystick-signale ausgewertet, je eines für die drei Koordinatenrichtungen. Für die translatorische Bewegung beträgt $\Delta_{trans} = (0,5 \text{ mm}/0,5 \text{ mm}/0,2 \text{ mm})^T$, für die rotatorische Bewegung für alle 3 Richtungen $\Delta_{rot} = 0,005 \text{ rad} \approx 0,29^\circ$. Durch Verwenden der Tastfunktion des 2-Wege-Schalters wird der Manipulator je Zeitschritt um die genannten Delta-Beträge in Richtung translatorischer und rotatorischer Arbeitsraummitte bewegt. Nachdem die neue Sollpose der Arbeitsplattform bestimmt wurden, werden mittels der inversen Kinematik (Kapitel 6.2.1, S. 51) die notwendigen Antriebsstellwinkel in Radiant berechnet. Während der Datenausgabe werden die Antriebsstellwinkel in Pulsweiten umgerechnet und in die Datenregister der PWM-Hardware geschrieben. Die Antriebsstellwinkel werden in einem Rechtecksignal mit einer Taktzeit von 20 ms und einer Pulsdauer von 1 ms bis 2 ms kodiert. Zur Umrechnung von Radiant in Pulsdauer müssen für jeden Servoantrieb jeweils die Pulsdauern für 0 rad und $\frac{\pi}{2}$ rad ermittelt und als Kalibrierwerte in der Software hinterlegt werden. Durch Inter- und Extrapolation werden die Pulsweiten mit einer Auflösung von 0,5 μ s berechnet. Nach dem Schreiben der digitalen Ausgaben (Bedingungen zum Abschalten der Servo-Versorgungsspannung und dem Blockieren der Bremsen wurde nicht implementiert) beginnt ein neuer EVA-Zyklus mit dem Warten auf den Ablauf der festgelegten Taktzeit.

7.3.2 Watchdog

Bei der Entwicklung der Firmware des Watchdog-Controllers wurde der Messung der Puls- und Pausendauern der Servo-Signale besondere Aufmerksamkeit geschenkt. Aufgrund der stark hardwarelastigen Implementierung von deren Erzeugung unter Verwendung von *Timer/Counter*-Hardwareeinheiten auf dem Steuerungs-Controller treten die steigenden Flanken von jeweils drei Servo-Signalen exakt gleichzeitig auf. Dies macht eine flankengetriggerte, interruptgesteuerte Vermessung der Signale ungenau, da (zumindest) für die steigenden Flanken drei Interrupt-Prozesse gleichzeitig ausgeführt werden müssten, dies aber nur nacheinander möglich ist. Diese aufeinanderfolgende Abarbeitung führt zu nicht definierten Messungenauigkeiten. Aus diesem Grund wurde auf eine Verarbeitung innerhalb der Hauptschleife der Watchdog-Firmware gesetzt. Wie auch beim Steuerungs-Controller ist eine interruptbasierte Systemuhr, getaktet durch den externen Resonator, implementiert mit einer Auflösung von 1 μ s. Die Servo-Signale werden durch einfache digitale Eingänge in eine Variable eingelesen. Um dies möglichst schnell ausführen zu können, wurde beim Hardwaredesign darauf geachtet, dass alle Signale mit einem *PORT* des Watchdog-Controllers verbunden sind. Somit können sie mit einem einzigen Lesebefehl in die Variable geladen werden. Unmittelbar danach wird auch die aktuelle Systemzeit ausgelesen, um Ungenauigkeiten durch unterschiedliche Programmverzweigungen im Maschinencode so gering wie möglich zu halten. Durch einen *XOR*-Vergleich mit dem Signalzustand des letzten Funktionsaufrufes werden die Signale ermittelt, die sich in der Zwischenzeit geändert haben. Für diese werden nun die aktuellen Puls- beziehungsweise Pausendauern berechnet. Hierzu wird die Systemzeit der letzten Signaländerung herangezogen. Die Messung der Dauer des Watchdog-Signals erfolgt entsprechend, wobei nicht zwischen Puls- und Pausendauer unterschieden wird. Der übrige Aufbau des Gesamtprogrammes ist relativ einfach gehalten. Nach dem *Power-on-Reset* des Watchdog-Controllers wird zunächst die Hardware initialisiert: die digitalen Anschlüsse, die Systemuhr und der Analog-Digital-Wandler. Der Analog-Digital-Wandler wird auch hier im Interrupt-Modus betrieben. Sobald ein Messwert durch den ADC bereit steht wird eine Interrupt-Routine ausgeführt, welche den Wert in einem Puffer ablegt. Im Gegensatz zum Systemcontroller wird hier nicht kontinuierlich gemessen, sondern nur auf Anforderung (siehe unten), um Rechenzeit für die Messung der Servo-Signale zu sparen. Folgend auf eine Wartezeit von 1 s und dem Lösen der Bremse werden die Versorgungsspannungen ein erstes mal gemessen zum Initialisieren der Speicher. Anschließend beginnt die Hauptschleife. Nach (mindestens) 100 ms wird die Messung der nächsten Versorgungsspannung (U_{uc} oder U_{srv}) angestoßen; somit wird jede Spannung mit etwa 5 Hz erfasst. In diesem Rahmen werden auch die ermittelten Messwerte auf Gültigkeit überprüft. Nominell wurden folgende gültige Bereiche gesetzt:

- $4,5 \text{ V} \leq U_{uc} \leq 5,5 \text{ V}$
- $5 \text{ V} \leq U_{srv} \leq 7 \text{ V}$

Ist eines der Signale außerhalb des gültigen Bereichs, werden die Hauptachsenantriebe durch die Bremse blockiert und der Systemcontroller zurückgesetzt sowie der Watchdog-Controller in einer Endlosschleife gehalten. Ausschließlich durch ein Abschalten der Versorgungsspannung kann das Manipulatorsystem wieder in Betrieb genommen werden. In der verbleibenden Rechenzeit wird die Messfunktion für die Servo- und das Watchdogsignal so schnell und so oft wie möglich aufgerufen.

8 Experimente und Diskussion

In diesem Kapitel werden Experimente zur Charakterisierung des Manipulatorsystems, bestehend aus Kinematik und Steuerung, beschrieben:

Experiment I: Positioniergenauigkeit

Ermittlung der statischen Eigenschaften (Absolut-, Wiederholgenauigkeit) des vorgestellten Manipulatorsystems unter unterschiedlichen Randbedingungen.

Experiment II: Geschwindigkeit und Beschleunigung

Ermittlung der dynamischen Eigenschaften (Endeffektorgeschwindigkeit, -beschleunigung) des Systems in DELTA-Konfiguration.

Experiment III: Watchdog und Steuerung

Ermittlung des Antwortverhaltens des Watchdog-Controllers auf Überschreitung der überwachten Betriebsgrenzen sowie der Durchlaufzeiten der Manipulatorsteuerung.

Experiment IV: Servo-Versorgungsspannung

Ermittlung des dynamischen Verhaltens der Servo-Versorgungsspannung, abhängig von der Belastung des Manipulators.

Hierzu wird zunächst jeweils die eingesetzte Messtechnik dargestellt, anschließend für jeden Versuchsteil zusammenhängend dessen Ziele, Erwartungen an den Versuch und dessen Durchführung einschließlich der Randbedingungen. Abschließend werden die Ergebnisse der Versuchsdurchführung und deren Interpretation vorgestellt.

8.1 Experiment I: Positioniergenauigkeit

In diesem Experiment wird die statische Absolut- und Wiederholgenauigkeit des Manipulatorsystems ermittelt, sowohl in DELTA-Konfiguration als auch mit bewegter Schwenkplattform. Die Absolutgenauigkeit gibt wieder, mit der der Manipulator eine theoretisch exakte Soll-Pose einnimmt, die Wiederholgenauigkeit wie weit die zu unterschiedlichen Zeiten tatsächlich eingenommenen Posen zu einer Soll-Pose untereinander abweichen. Nachfolgend wird der für alle Teilversuche identische Versuchsaufbau und -ablauf beschrieben. Die konkreten, nicht allgemeingültigen Versuchsbedingungen werden nachfolgend jeweils im Rahmen der Beschreibung der Einzelziele der Teilversuche dargestellt.

8.1.1 Versuchsaufbau

Die Ermittlung der statischen Eigenschaften des Manipulatorsystems erfolgt mittels eines kommerziell erhältlichen optischen Positionsmesssystems das auf dem Prinzip der Parallaxe beruht. Zur kontakt- und kraftlosen Bestimmung der Pose eines Objektes im Raum (z. B. die Arbeitsplattform des Manipulators) wird ein *Tracker* daran befestigt. Dieser besteht aus mindestens drei Reflektoren, deren relative Lage zueinander bekannt ist. Die zwei

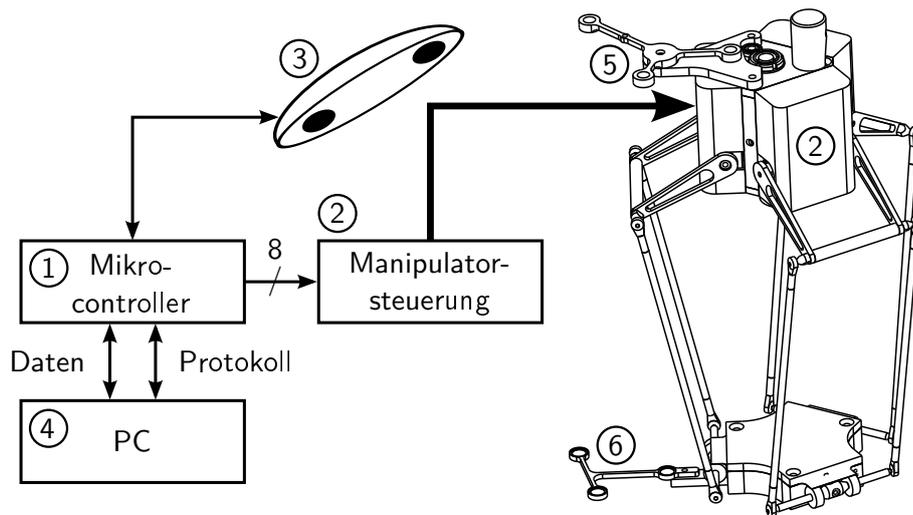


Bild 8.1: Aufbau des Manipulormesstages (1. Mikrocontroller-Steuerung, 2. Manipulatorsystem bestehend aus Manipulatorsteuerung und Manipulator, 3. optisches Positionsmesssystem (Polaris Vicra, Northern Digital Inc., Waterloo, Kanada) 4. Protokoll-PC, 5. optischer Tracker am Grundgestell des Manipulators (Patiententracker *pat*), 6. optischer Tracker auf der bewegten Arbeitsplattform (Tooltracker *tool*).).

Kameras des Positionsmesssystems erfassen den Tracker aus unterschiedlichen Blickrichtungen. Durch Bildverarbeitung berechnet das Positionsmesssystem die Pose des Trackers in ihrem Koordinatensystem. Diese Pose kann durch einen PC oder Mikrocontroller ausgelesen werden. Um die Pose des Arbeitsplattform-Trackers im Weltkoordinatensystem ausdrücken zu können, wird ein zweiter, ortsfester, Tracker mit anderer Reflektoranordnung am Grundgestell befestigt. Mittels Koordinatentransformation kann die Pose des Arbeitsplattform-Trackers bezüglich des Grundgestell-Trackers ausgedrückt werden.

Zentraler Bestandteil des Messtages (Bild 8.1) zur Ermittlung der statischen Eigenschaften (Absolut- und Wiederholgenauigkeit) des Manipulatorsystems (2) ist eine Mikrocontrollersteuerung (1). Diese übernimmt die Steuerung des gesamten automatisierten Versuchsablaufes. Gegenüber der Manipulatorsteuerung simuliert der Messtags Joystickbewegungen die zu einer Posenänderung des Endeffektors des Manipulators umgesetzt werden. Hierzu muss sich das Manipulatorsystem im positionsgesteuerten Betrieb befinden, also einer eindeutigen Stellung der Joysticks eine eindeutige Pose des Endeffektors zuordnen. Mit diesem Aufbau können die Eigenschaften des gesamten Manipulatorsystem bestimmt werden, einschließlich Digitalwandlung der Joystickposition, Zeitverhalten und Berechnung der inversen Kinematik. Zur Messung der Pose kommt das optische Positionsmesssystem Polaris Vicra (3) von Northern Digital Inc. (NDI), Waterloo, Kanada, zum Einsatz. Ein Protokoll-PC (4) ist mit der Messtagssteuerung verbunden und dient zur Auswahl und Auslösen der Messsequenz und protokolliert die Messdaten. Am Grundgestell ist ein optischer Patiententracker, auf der bewegten Arbeitsplattform ein Tooltracker (5)/(6) befestigt, deren Posen das optische Positionsmesssystem ermittelt.

Die Messtagssteuerung besteht im Wesentlichen aus einem Mikrocontroller-Modul (1) mit dem Mikrocontroller ATmega2560 von Atmel Corporation, San Jose, USA (1a), dem RS232 Transceiver-Baustein MAX3221 von Maxim Integrated Products, Sunnyvale,

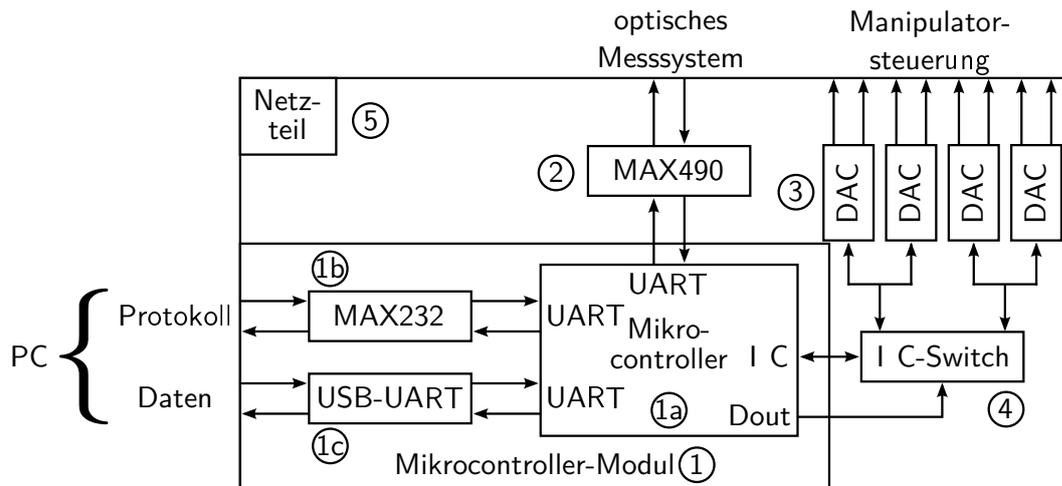


Bild 8.2: Aufbau des Messstandsteuerung (1. Mikrocontroller-Modul RNmega2560 mit den Komponenten 1a. Mikrocontroller (ATmega2560, Atmel Corporation, San Jose, USA), 1b. RS232-Transceiver (MAX3221, Maxim Integrated Products, Sunnyvale, USA), 1c. USB-UART-Bridge (CP2102, Silicon Labs, Austin, USA), 2. RS422-Transceiver (MAX490CSA, Maxim Integrated Products, Sunnyvale, USA), 3. DACs (AD5339, Analog Devices Inc., Norwood, USA), 4. I^2C -Switch (basierend auf PCA9515, NXP Semiconductors N.V., Eindhoven, Niederlande). 5. Gleichspannungsnetzteil.).

USA (1b) und einem USB-UART Bridge Baustein CP2102 von Silicon Labs, Austin, USA (1c). Der RS232-Transceiver-Baustein und die USB-UART Bridge dienen zur Verbindung von UART-Komponenten des Mikrocontrollers mit dem Protokoll-PC (4) zur Datenübertragung. Das optische Messsystem kommuniziert über RS422 mit einem UART des Mikrocontrollers. Hierzu ist ein RS422-Transceiver (2), MAX490CSA, Maxim Integrated Products, Sunnyvale, USA, zwischengeschaltet. Zur Simulation der Joystick-Signale besitzt das Messsystem vier zweikanalige Digital-Analog-Wandler mit 12bit Auflösung (3), AD5339, Analog Devices Inc., Norwood, USA. Hiermit können analoge Spannungssignale im Bereich von 0V bis 5V erzeugt werden und ersetzen so die als Spannungsteiler geschalteten Joysticks der Bedienkonsole. Sie sind über einen Inter-Integrated Circuit (I^2C) Bus mit dem Mikrocontroller verbunden. An einem I^2C -Bus können nur zwei AD5339-ICs angeschlossen werden. Aus diesem Grund wurde ein I^2C -Switch aus zwei PC9515 (4), NXP Semiconductors N.V., Eindhoven, Niederlande, aufgebaut, der zwischen zwei Slave-Subbusse auswählen kann, gesteuert durch einen digitalen Ausgang des Mikrocontrollers. Über ein Gleichspannungsnetzteil (5) wird die Mikrocontrollersteuerung und das optische Messsystem mit elektrischer Energie versorgt.

Messablauf

Vor der Durchführung von Messungen muss zunächst das Manipulatorsystem und der Manipulatormessstand vorbereitet werden. Am Grundgestell und an der Arbeitsplattform werden jeweils ein unterschiedlicher Tracker montiert. Zur Vermessung des Manipulators muss das optische Messsystem so positioniert werden, dass es während des gesamten

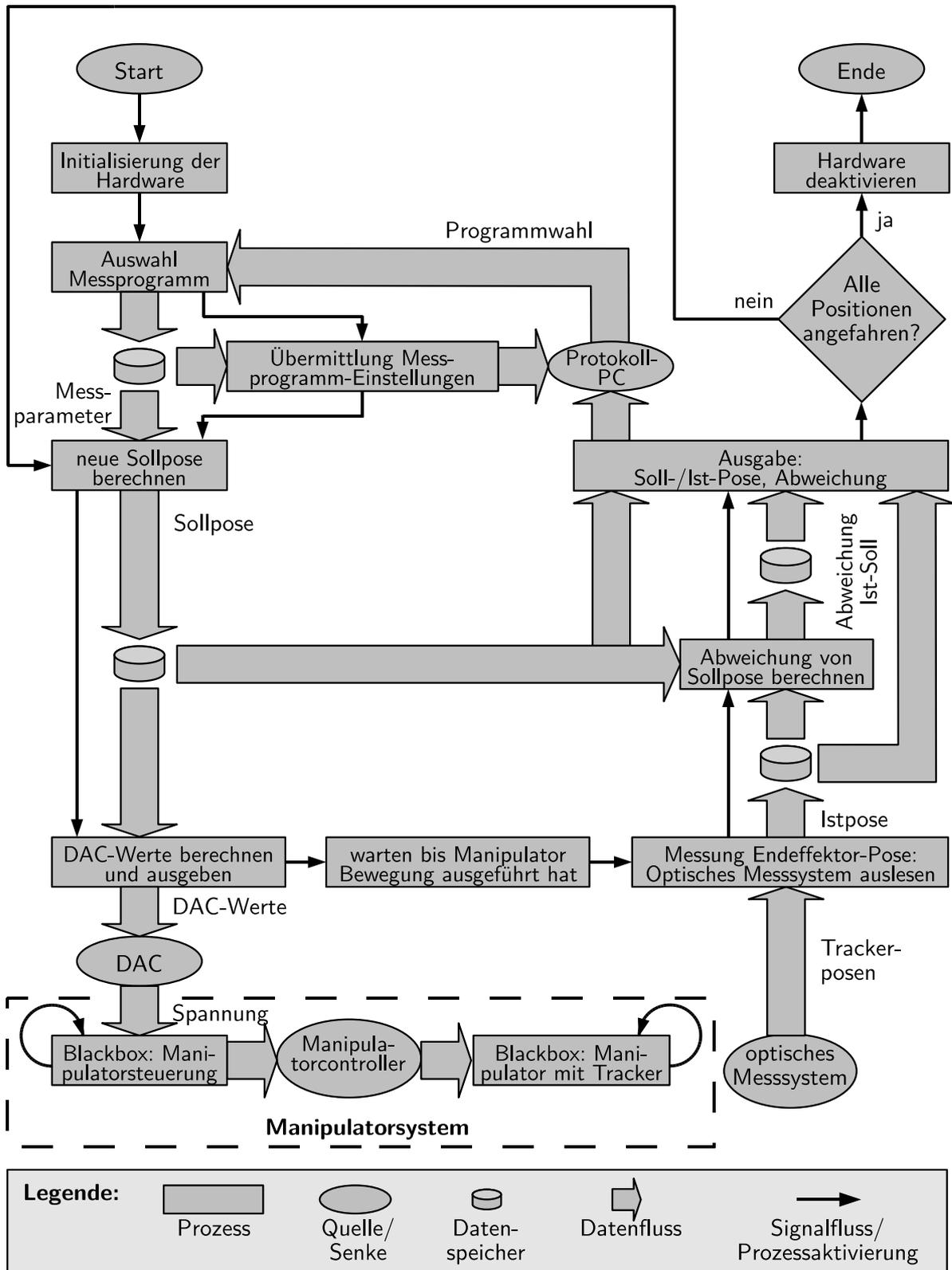


Bild 8.3: Schematische Darstellung des Ablaufes einer Posenmessungssequenz durch dem Manipulormesstand.

Messablaufes einen ungehinderten Blick auf die Tracker hat. Die Joysticks der Manipulatorsteuerung werden demontiert und statt dessen die Ausgänge der Digital-Analog-Wandler des Messsystems verbunden und das optische Messsystem wiederum mit der Messsystemsteuerung. Mit dem Einschalten beginnt die Ausführung des Steuerprogrammes des Messstandes (Bild 8.3). Nach der Initialisierung der Hardware erwartet die Steuerung die Auswahl des auszuführenden Messprogrammes durch den PC über den Protokoll-Anschluss und antwortet mit den Messprogrammeinstellungen auf dem Protokoll- und Datenanschluss zur Protokollierung und späteren Auswertung. Anschließend wird abhängig vom Messprogramm die neue anzusteuernde Pose berechnet, in DAC-Werte umgerechnet und ausgegeben. Die Manipulatorsteuerung interpretiert dies als Joystick-Eingabe und verfährt den Manipulator dementsprechend. Eine vorgegebene Wartezeit verzögert die Messwertaufnahme bis der Manipulator seine Endpose erreicht hat und Schwingungen abgeklungen sind. Durch Abfrage des optischen Messsystems erhält die Messsystemsteuerung die Lage und Ausrichtung der Tracker im Kamera-Koordinatensystem und berechnet die Lage der Arbeitsplattform bezüglich des Grundgestells. Mit Kenntnis der Ist- und der Sollpose kann somit die Abweichung, also der Positionierungsfehler, berechnet werden. Diese drei Informationen werden an den PC übergeben, sowohl über den Protokoll- als auch den Datenkanal. Die Informationen am Protokollkanal dienen zur besseren Lesbarkeit durch den Benutzer, während der Datenkanal auf die automatisierte Datenverarbeitung ausgelegt ist. Wurden noch nicht alle zu vermessenden Posen abgefahren wird die neue Sollpose berechnet und der Messvorgang beginnt von neuem. Ansonsten wird die Hardware deaktiviert und das Messprogramm beendet.

Eingesetzte Geräte und Messmittel

Soweit nicht anders und ergänzend in den Versuchsbeschreibungen erwähnt, erfolgen die Messungen unter Verwendung folgender Komponenten:

Die Messsystemsteuerung übernimmt das oben beschriebene System. Ablauf und Parameter sind abhängig von den Experimentzielen und werden gesondert bei den Versuchsbeschreibungen erläutert.

Als optisches Messsystem wird das NDI Polaris Vicra, Seriennummer P6-00064, eingesetzt.

Die Manipulatorsteuerung ist eine Entwicklungsversion der Bedienkonsole deren Hardware-Aufbau der der Bedienkonsole entspricht und software-kompatibel ist, entsprechend Kapitel 7. Es wird die positionsgesteuerte Betriebsart verwendet. Der Grund für deren Einsatz ist der leichte Zugang zu den benötigten Joystick-Signalen.

Der Manipulator ist wie in Kapitel 6 beschrieben. Zur Simulation der Endoskopkamera Storz Image1 mit VITOM Optik wird ein Messgewichtes verwendet. Dieses besitzt ein vergleichbares Gewicht von 401,2 g und eine vergleichbare Lage des Schwerpunktes. Das Gewicht der Kabel ist anteilmäßig mit eingerechnet, Zugkräfte auf die Kabel entstehen hierbei jedoch keine und werden somit vernachlässigt. Durch Einsatz des Messgewichtes wird erwartet, dass die Vergleichbarkeit der einzelnen Teilversuche verbessert wird.

Als Grundgestell-Tracker wird der Patiententracker Nr. KT-M2-000-2006/05 eingesetzt. Als Aufnahme dient ein Trackerhalter, der auf die obere Abdeckung des Grundgestells geschraubt wird. Die Koordinatenrichtungen des Trackers sind parallel zum Manipulatorkoordinatensystem (Bild 6.2, S. 50).

Der Arbeitsplattform-Tracker ist ein Tooltracker (ohne Seriennummer). Der Trackerhalter ist zwischen Arbeitsplattform und Kamerahalterung geschraubt. Somit ergibt sich eine leicht veränderte Momentenbelastung des Manipulators durch das Messgewicht im Vergleich zur Konfiguration im Einsatz.

8.1.2 Vorversuch: taktiles Einmessen der Tracker

Zur Berechnung der Pose der Arbeitsplattform ${}^{\text{base}}\mathbf{T}_{\text{tcp}}$ aus der Pose des Patienten- (${}^{\text{cam}}\mathbf{T}_{\text{pat}}$) und Tooltrackers (${}^{\text{cam}}\mathbf{T}_{\text{tool}}$) im Kamerakoordinatensystem cam muss die Pose des Patiententrackers im Manipulatorkoordinatensystem $base$ und die Pose des Tooltrackers im Arbeitsplattformkoordinatensystems tcp bekannt sein:

$${}^{\text{base}}\mathbf{T}_{\text{tcp}} = {}^{\text{base}}\mathbf{T}_{\text{pat}} \cdot \underbrace{{}^{\text{pat}}\mathbf{T}_{\text{tool}}}_{{}^{\text{pat}}\mathbf{T}_{\text{cam}} \cdot {}^{\text{cam}}\mathbf{T}_{\text{tool}}} \cdot {}^{\text{tool}}\mathbf{T}_{\text{tcp}} \quad (8.1)$$

Die unbekanntenen Transformationsmatrizen ${}^{\text{base}}\mathbf{T}_{\text{pat}}$ und ${}^{\text{tool}}\mathbf{T}_{\text{tcp}}$ wurden mit Hilfe eines taktilen Messarmes ermittelt:

Taktiles Messarm: Fusion, FARO Technologies Inc., Lake Mary, USA, Seriennummer 406-05-08-24310.

Messsonde: TP20 (non-inhibit, medium force), Renishaw plc, New Mills, GB, mit 3mm Messkugel und Schaltkontakt zur automatischen Messwertaufnahme bei Bauteilberührung.

Software: CAM2 MeasureX, FARO Technologies Inc., Lake Mary, USA, Version 1.0.9.3.

Nach dem Initialisieren des Messsystems und Kalibrieren der Messkugel werden je drei charakteristische Ebenen des Patiententrackers und des Grundgestells beziehungsweise Tooltrackers und Arbeitsplattform angetastet. Die anschließend in der Messsoftware geeignet erzeugten parallelen Ebenen schneiden sich im Koordinatenursprung und legen die vier Koordinatensysteme fest, dargestellt im Weltkoordinatensystem des taktilen Messsystems. Aus deren relativen Lage zueinander lassen sich die benötigten Transformationsmatrizen errechnen. Zur Verifizierung insbesondere der Trackerkoordinatensysteme können zusätzlich die Reflektorkugeln eingemessen werden und mit den theoretisch exakten Positionen verglichen werden. Gegebenenfalls kann ein Korrekturwert ermittelt werden.

In Bild 8.4 sind die eingemessenen Ebenen sowie die konstruktionsbedingten Abstände der Parallelebenen dargestellt. Ein positiver Abstandswert zeigt an, dass die erzeugte parallele Ebene von der Körperoberfläche weg liegt, während sie sich bei einem negativem Wert im Körper befindet. Die statistischen Kennwerte für die Messungen sind Tabelle 8.1 (und ausführlicher Tabelle B.1, S. 125) zu entnehmen. Neben dem quadratischen Mittel (RMS, root mean square) und der Standardabweichung (σ) ist der Kennwert *Format* ein Maß der Messsoftware CAM2 MeasureX, wie weit die einzelnen Messpunkte von der geometrischen Oberfläche, hier der Ebene, entfernt sind. Auf eine Angabe der exakten Werte wurde

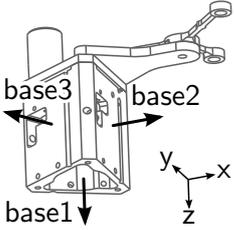
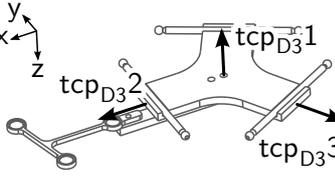
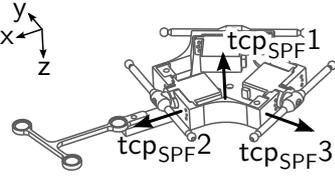
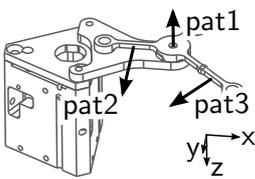
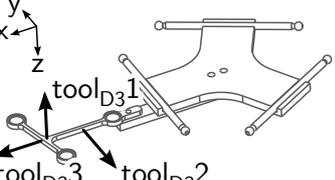
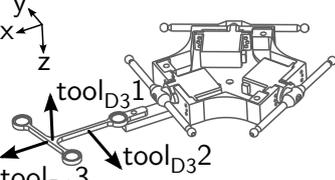
 <p> <i>base1</i>: -17,5 mm <i>base2</i>: -20 mm <i>base3</i>: -20 mm </p>	 <p> <i>tcp_{D3}1</i>: -1 mm <i>tcp_{D3}2</i>: -50,1 mm <i>tcp_{D3}3</i>: -50,1 mm </p>	 <p> <i>tcp_{SPF}1</i>: -6,5 mm <i>tcp_{SPF}2</i>: -37,5 mm <i>tcp_{SPF}3</i>: -37,5 mm </p>
 <p> <i>pat1</i>: +5 mm <i>pat2</i>: -1,6 mm <i>pat3</i>: -1,6 mm </p>	 <p> <i>tool_{D3}1</i>: +9 mm <i>tool_{D3}2</i>: -1 mm <i>tool_{D3}3</i>: -20 mm </p>	 <p> <i>tool_{SPF}1</i>: +9 mm <i>tool_{SPF}2</i>: -1 mm <i>tool_{SPF}3</i>: -20 mm </p>

Bild 8.4: Eingemessene Ebenen und zugehörige Offset-Werte zur Bestimmung der zugehörigen Koordinatensysteme. Das Vorzeichen des Offset-Wertes bezieht sich auf die Richtung der Oberfläche, angedeutet durch die entsprechenden Pfeile.

Tabelle 8.1: Auszug aus den (einheitenlosen) statistischen Kennwerten der Messsoftware des taktilen Messarmes, FARO CAM2 MeasureX, zu den Ebenenmessungen. Neben dem quadratischen Mittelwert (RMS, root mean square) der Messungenauigkeiten und der Standardabweichung σ gibt der Kennwert *Format* der Messsoftware Auskunft, wie weit die Messpunkte von der gemessenen, idealen, Oberfläche entfernt liegen. Die vollständigen statistischen Kennwerte sind Tabelle B.1 (S. 125) zu entnehmen.

Ebene	RMS	σ	Format	Ebene	RMS	σ	Format
<i>base1</i>	0,012	0,012	0,049	<i>pat1</i>	0,031	0,031	0,157
<i>base2</i>	0,007	0,007	0,024	<i>pat2</i>	0,022	0,023	0,070
<i>base3</i>	0,020	0,020	0,101	<i>pat3</i>	0,022	0,022	0,085
<i>tcp_{D3}1</i>	0,011	0,011	0,047	<i>tool_{D3}1</i>	0,017	0,017	0,064
<i>tcp_{D3}2</i>	0,004	0,005	0,015	<i>tool_{D3}2</i>	0,015	0,015	0,078
<i>tcp_{D3}3</i>	0,013	0,007	0,074	<i>tool_{D3}3</i>	0,009	0,009	0,032
<i>tcp_{SPF}1</i>	0,009	0,009	0,032	<i>tool_{SPF}1</i>	0,024	0,025	0,101
<i>tcp_{SPF}2</i>	0,012	0,013	0,061	<i>tool_{SPF}2</i>	0,021	0,022	0,055
<i>tcp_{SPF}3</i>	0,010	0,010	0,046	<i>tool_{SPF}3</i>	0,027	0,028	0,122

Tabelle 8.2: Auszug aus den Messwerten der Reflektorkugeln und den zugehörigen statistische Informationen. Die Soll- und Ist-Positionen der Kugeln sind im jeweiligen (gemessenen) Trackerkoordinatensystem angegeben. Neben der Möglichkeit der Kontrolle der Lage des gemessenen Koordinatensystems sind die Positionsfehler Grundlage zur Ermittlung eines Korrekturvektors für die Translationsanteile der Transformationsmatrizen. Die vollständige Messwerte sind Tabelle B.2 (S. 126) zu entnehmen.

Kugel	x_{soll} mm	y_{soll} mm	z_{soll} mm	x_{ist} mm	y_{ist} mm	z_{ist} mm	RMS	Format
pat_A	40	40	0	39,782	40,139	0,085	0,031	0,131
pat_B	10	-25	0	9,993	-24,880	0,032	0,010	0,041
pat_C	-40	0	0	-40,113	0,181	0,064	0,010	0,046
$tool, D3_A$	25	25	0	25,658	24,436	0,169	0,024	0,104
$tool, D3_B$	15	-20	0	14,744	-20,283	0,195	0,026	0,112
$tool, D3_C$	-25	0	0	-24,847	0,005	0,174	0,008	0,040
$tool, SPFA$	25	25	0	25,658	24,256	0,164	0,028	0,122
$tool, SPFB$	15	-20	0	14,892	-20,519	0,140	0,011	0,047
$tool, SPFC$	-25	0	0	-24,608	-0,022	0,102	0,009	0,039

Tabelle 8.3: Gemessene Transformationsmatrizen. Als Bezugswert für die *gemessenen* Transformationsmatrizen, erhalten aus der Messsoftware des taktilen Messarmes, dienen die jeweiligen *theoretisch exakten*, aus den CAD-Daten ermittelten, Transformationsmatrizen. Auf den Translationsanteil ist ein Korrekturvektor aufaddiert, welche aus den Positionsfehlern der Reflektorkugeln (Tabelle 8.2) berechnet wurden. Die Translationsanteile sind in der Einheit mm.

Matrix	Theoret exakt	Gemessen	Verwendet
$baseT_{pat}$	$\begin{pmatrix} 65,5 \\ \mathbf{E} & 0 \\ -64 \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 65,716 \\ \mathbf{E} & 0,082 \\ -63,994 \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 65,60 \\ \mathbf{E} & 0,23 \\ -63,93 \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix}$
$tcpT_{tool,D3}$	$\begin{pmatrix} 97 \\ \mathbf{E} & 0 \\ -3,5 \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 97,980 \\ \mathbf{E} & 0,470 \\ -2,815 \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 96,92 \\ \mathbf{E} & 0,19 \\ -2,64 \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix}$
$tcpT_{tool,SPF}$	$\begin{pmatrix} 97 \\ \mathbf{E} & 0 \\ -4 \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 0,999 & -0,017 & 0,020 & 96,63 \\ 0,017 & 0,999 & 0,025 & 0,57 \\ -0,020 & -0,025 & 0,999 & -4,10 \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 0,999 & -0,017 & 0,020 & 96,94 \\ 0,017 & 0,999 & 0,025 & 0,14 \\ -0,020 & -0,025 & 0,999 & -3,97 \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix}$

hier verzichtet, da sie von der relativen Lage des Messarmes zu den vermessenen Bauteile abhängen. Entsprechend sind in Tabelle 8.2 (beziehungsweise Tabelle B.2, S. 126) die statistischen Kennwerte der Messungen der Reflektorkugeloberflächen dargestellt sowie zusätzlich die theoretisch exakten sowie gemessenen Positionen der Kugeln im jeweiligen Trackerkoordinatensystem. Diese Informationen dienen zur Verifikation des eingemessenen Trackerkoordinatensystems. In der Messsoftware CAM2 MeasureX können die Messwerte in den unterschiedlichen erzeugten Koordinatensystemen dargestellt werden. So konnten die Transformationsmatrizen in Tabelle 8.3 ermittelt werden. Als Bezugswert ist neben der gemessenen die theoretisch exakte Transformationsmatrix aufgeführt. Für ${}^{\text{base}}\mathbf{T}_{\text{pat}}$ und ${}^{\text{base}}\mathbf{T}_{\text{tool,D3}}$ ist als gemessener Rotationsanteil die Einheitsmatrix \mathbf{E} angegeben. Ursächlich hierfür ist die Tatsache, dass der Orientierungsfehler unter 1 Grad betrug und so die Abweichung von der Einheitsmatrix so gering war dass der Fehler zu vernachlässigen ist. Durch Mittelung der Positionsfehler der Komponenten der Kugelpositionen wurde auf den Translationsanteil der gemessene Transformationsmatrix ein Korrekturvektor aufaddiert so dass die tatsächlich verwendete Transformationsmatrix entsteht.

8.1.3 Absolutgenauigkeit Delta-Konfiguration

Im Rahmen dieses Teilversuchs soll die Absolutgenauigkeit des Manipulatorsystems in der DELTA-Konfiguration ermittelt werden. Sie gibt die Genauigkeit wieder, mit der der Manipulator eine theoretisch exakte Soll-Pose einnimmt. Nachfolgend werden Einflüsse auf die Absolutgenauigkeit aufgeführt. Es werden jedoch nicht alle untersucht, da entweder der Effekt als zu gering im Vergleich zu den Übrigen eingeschätzt wird, oder aber eine gezielte Beeinflussung zur Durchführung von Versuchen in diesem Rahmen nicht möglich war.

Die Berechnungsgenauigkeit der inversen Kinematik hat einen direkten Einfluss auf die Motorstellwinkel und somit auf die Positionierung der Arbeitsplattform. Zu klären ist, ob eine höhere Berechnungsgenauigkeit mittels NEWTON-RAPHSON-Verfahren einen messbaren Vorteil gegenüber der Lösung der quadratischen Annäherung bringt.

Das Gewicht der Endoskopkamera führt zu einer Verformung der Glieder des Manipulators mit veränderlicher Größe abhängig von Betrag und Richtung der Gewichtskraft.

Die Kalibrierung der Motorstellwinkel ist notwendig um die Montagelage der Oberarme (diskrete Montagewinkel durch Keilwellenverbindung) bezüglich dem Positionsmess-Potentiometer im Servoantrieb auszugleichen. Fehler hierbei führen direkt zu einem Stellwinkelfehler mit einem nichtlinearen Zusammenhang zum Posenfehler der Arbeitsplattform. Im Vergleich zur mechanischen Verformung der Komponenten wird der Einfluss dieses Fehlers als gering eingeschätzt und nicht weiter betrachtet.

Parameter der Motorregelung beeinflussen die tatsächlich erreichte Motorwinkellage. Insbesondere durch die Totbandregelung¹ der eingesetzten Servoantrieb wird ein Positionierfehler erwartet. Auch hier wird der Einfluss als gering eingeschätzt und aus diesem Grunde nicht weiter betrachtet.

¹ Motorstrom wird abgeschaltet sobald der tatsächliche Motorstellwinkel innerhalb eines Totbandes um den Sollwinkel liegt.

Digitalisierungsfehler der Joystick-Messwerte sind auf verschiedene Ursachen zurückzuführen wie Offset- und Verstärkungsfehler, nichtlineares Verhalten und Rauschen der Analog-Digital-Wandler. Während der Einfluss des Rauschens in der Messsoftware durch Bildung eines gleitenden Mittelwertes über 32 Einzelmesswerte reduziert wird, können die übrigen systematischen Fehler (Offset, Verstärkung, Nichtlinearitäten) nicht softwaretechnisch verbessert werden. Messfehler im Sub-Prozent-Bereich bezogen auf den Messbereich (± 2 LSB bei 10 bit Auflösung, Atmel Corp., San Jose, USA (2007)) führen zu einem abgeschätzten Sollposenfehler in der Größenordnung von bis zu einem halben Millimeter (ohne Nachweis). Im Hinblick auf die Messgenauigkeit des optischen Messsystems wird erwartet, dass dieser Fehler nicht nachweisbar ist.

Durchführung

Die Schwenkplattform ist durch eine starre Plattform mit festen Abstandhaltern ausgetauscht. Um die Vergleichbarkeit der Teilversuche untereinander zu gewährleisten wurde darauf geachtet, dass das Gewicht der starren Plattform vergleichbar ist zur Schwenkplattform. Es erfolgt die vollständige Berechnung inversen Kinematik für die Schwenkplattform mit einem festen Schwenkwinkel von 0° . Für den Versuch wird der Arbeitsraum des Manipulators

$$\begin{aligned} -50 \text{ mm} &\leq x \leq 50 \text{ mm} \\ -50 \text{ mm} &\leq y \leq 50 \text{ mm} \\ 115 \text{ mm} &\leq z \leq 165 \text{ mm} \end{aligned} \tag{8.2}$$

in 64 gleichgroße Quader aufgeteilt. Nacheinander werden die 125 Ecken der Quader angefahren und mit dem optischen Positionsmesssystem die Posen des Patienten- und Tooltrackers gemessen und daraus die Pose des Endeffektors berechnet. Das Abrastern des Arbeitsraumes erfolgt vom Minimum der Koordinatenachsen $(-50 \text{ mm}, -50 \text{ mm}, 115 \text{ mm})^T$ aus. Im ersten Schritt wird die x -Achse zu ihrem Maximum verfahren, danach der y -Wert erhöht bis dieser sein Maximum erreicht hat um dann z Richtung 165 mm zu bewegen (Bild 8.5). Nach dem Ausgeben einer neuen Sollpose vom Messstand an die Manipulatorsteuerung wird vor dem Auslösen der Messung 2 Sekunden gewartet, so dass der Manipulator seine Endlage einnehmen kann und die Schwingung abgeklungen ist. Dieses Vorgehen wird durchgeführt für unterschiedliche Randbedingungen:

Ohne und mit Kameragewicht zum Ermitteln des Einflusses der Gewichtskraft auf die Positioniergenauigkeit.

Lösung der inversen Kinematik ohne und mit Einsatz des Newton-Raphson-

Verfahrens zum Ermitteln ob sich eine Verbesserung der Positioniergenauigkeit ergibt. Ohne NEWTON-RAPHSON-Verfahren wird die Lösung der inversen Kinematik als quadratische Gleichung angenähert. Bei Einsatz des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens werden Terme bis zur 4. Ordnung verwendet, bis zu einer Genauigkeit von 0,0002 rad gerechnet oder maximal 15 Iterationsdurchläufe ausgeführt, abhängig davon was zuerst eintritt.

Manipulatorausrichtung zum Ermitteln des Einflusses der Gravitationsrichtung auf die Positioniergenauigkeit wird der Manipulator so montiert, dass die x -, y -, z - und die $-z$ -Achse nach unten gerichtet ist.

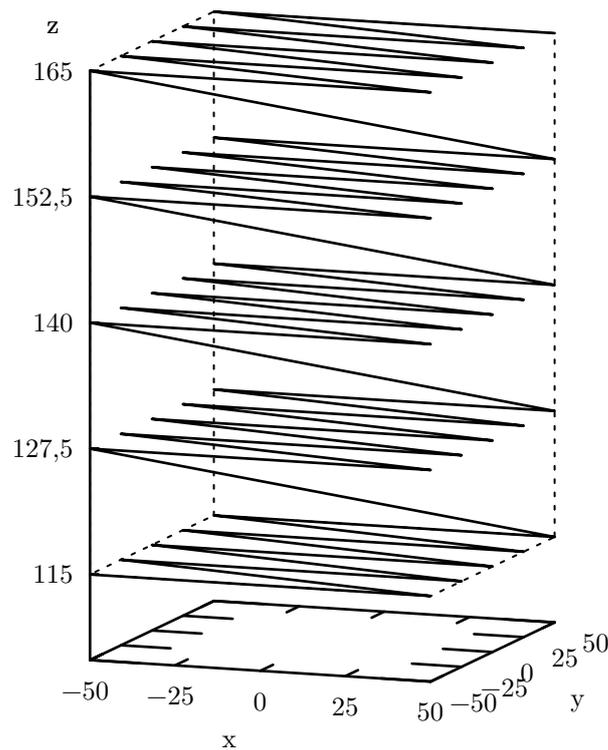


Bild 8.5: Abrastern des Arbeitsraumes des Manipulators während Absolutgenauigkeitsmessungen der DELTA-Konfiguration von $(-50 \text{ mm}, -50 \text{ mm}, 115 \text{ mm})^T$ bis $(50 \text{ mm}, 50 \text{ mm}, 165 \text{ mm})^T$.

Jeder Messdurchlauf wird 5 mal durchgeführt und während der Auswertung gemittelt.

Bezeichnungen und Beschriftungen der Diagramme

In den nachfolgenden Diagrammen wird eine einheitliche Bezeichnung verwendet um die Randbedingungen wiederzugeben, unter welchen die Messdaten aufgenommen worden sind (siehe auch oben), z. B. $X+G0_P4_N5$. Die Bezeichnung ist in 3 Abschnitte aufgeteilt, getrennt durch Unterstriche: Konfiguration Manipulator, Konfiguration Messstand, Konfiguration Manipulatorsteuerung mit folgender Bedeutung:

$X+$, $Y+$, $Z+$, $Z-$ Ausrichtung des Manipulators im Raum. Welche Koordinatenachse zeigt längs der Gravitationskraft, also zum Boden: positive $X-$, $Y-$, $Z-$ beziehungsweise negative Z -Achse.

$G0$, $G1$ Messung ohne ($G0$) oder mit ($G1$) Kameragewicht.

$P4$, $P5$, $P6$, $P7$ Messprogramm: $P4$ DELTA Absolutgenauigkeit, $P5$ DELTA Wiederholgenauigkeit, $P6$ Schwenkplattform Absolutgenauigkeit, $P7$ Schwenkplattform Wiederholgenauigkeit.

$N0$, $N5$ beziehungsweise $N5 - 15 - 0,0002$ Berechnung der inversen Kinematik ohne ($N0$) oder mit ($N5$ beziehungsweise $N5 - 15 - 0,0002$) NEWTON-RAPHSON-

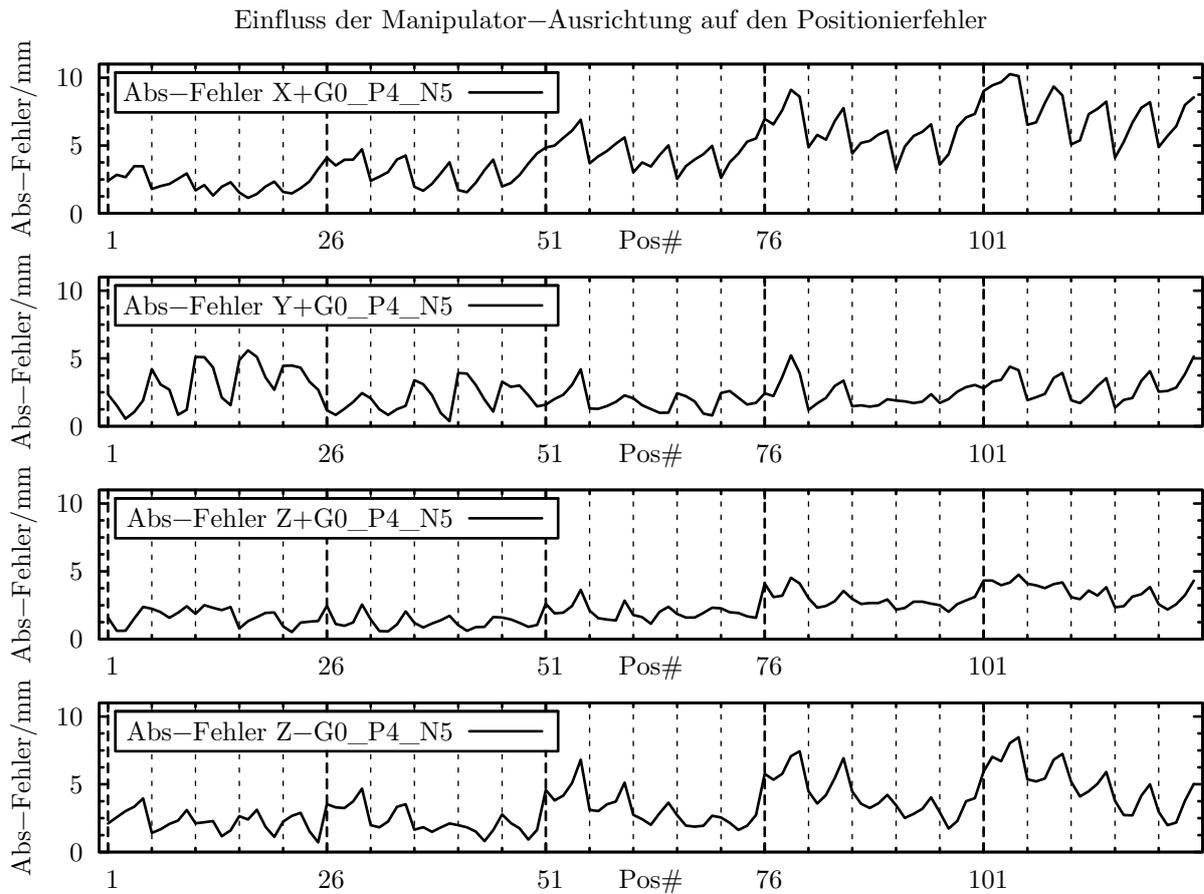


Bild 8.6: Absoluter Positionierfehler abhängig von der Orientierung des Manipulators in DELTA-Konfiguration im Raum. Von 5 Einzelmessungen wurde für jede Pos# der Abstand im Raum von der gemessenen Ist-Position zur theoretischen Soll-Position errechnet und anschließend über die Einzelmessungen gemittelt. (Zu den verwendeten Bezeichnungen siehe auch Kapitel 8.1.3.)

Verfahren, gegebenenfalls bis zur 4. Ordnung mit höchstens 15 Iterationen oder einer Genauigkeit von 0,0002 rad.

Die Messpunkte werden nicht als Koordinaten angegeben, sondern als eine laufende Nummer, entsprechend dem oben beschriebenen Messvorgehen. Somit entspricht Pos# 1 den Koordinaten $(-50, -50, 115)^T$ im Manipulatorkoordinatensystem. Bis Pos# 5 wird die x -Komponente um jeweils 25 erhöht. Ab Pos# 6 beginnt die zweite Zeile in der untersten Ebene bis hin zu Pos# 25 mit $(50, 50, 115)^T$. Pos# 26 — Pos# 50 entspricht der zweiten Ebene mit der z -Komponente 127,5, bis schließlich mit Pos# 125 $(50, 50, 165)^T$ erreicht wird. In den Diagrammen wird der Beginn einer neuen Zeile mit einer vertikalen Linie gekennzeichnet, der Beginn einer neuen z -Ebene mit der Nennung der jeweiligen Pos#-Nummer.

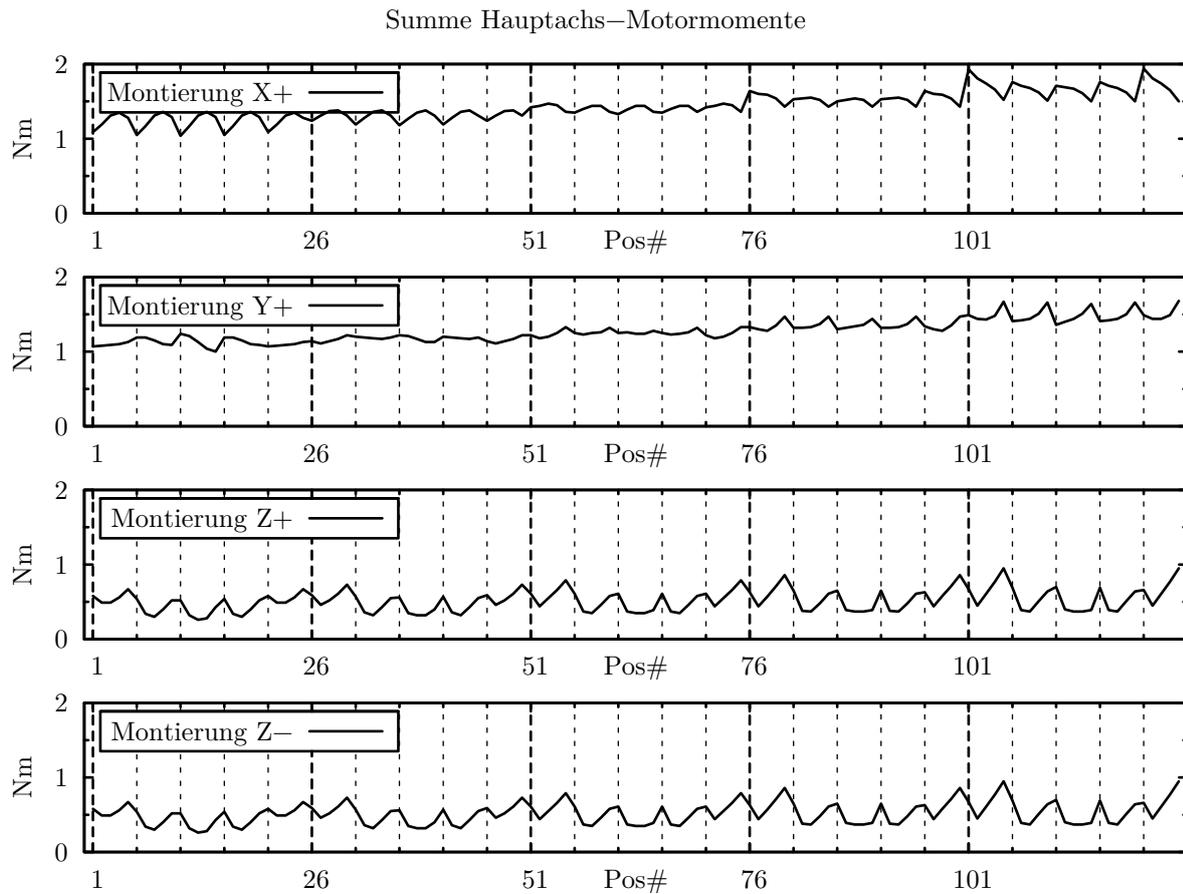


Bild 8.7: Summe der Beträge der theoretischen Lastmomente der drei Hauptachsenantriebe über die Pos# abhängig von der Orientierung des Manipulators im Raum. Als Belastung wurde 2 N für die Arbeitsplattform und 6 N für die Kamera herangezogen. Grundlage ist die Belastungsrechnung aus Kapitel 6.2.3.

Ergebnisse und Diskussion

Bild 8.6 stellt die absoluten Positionierfehler über die Messposition dar, abhängig von der Montierung des Manipulators in $X+$, $Y+$, $Z+$ und $Z--$ -Richtung. Es war kein Kamera-Gewicht montiert und das NEWTON-RAPHSON-Verfahren bei der Berechnung der inversen Kinematik wurde durchgeführt. 5 Einzelmessungen wurden gemittelt. Dargestellt ist nur der Betrag des absoluten Positionsfehlers, also des Abstandes der Ist- von der Sollposition. Die Richtung des Fehlers wurde nicht ausgewertet. Ebenso ist der Winkelfehler nicht dargestellt, da sich während der Auswertung der Messdaten gezeigt hat, dass dieser in der DELTA-Konfiguration keine größere Rolle spielt. In den Diagrammen ist zu erkennen, dass der absolute Positionierfehler meist in der Mitte einer x -Zeile ($x = 0$) ein lokales Minimum oder Maximum aufweist. Der Absolutfehler der $X+$ -Montierung weist mit steigenden z -Ebenen eine steigende Tendenz auf, während die Fehler bei der $Y+-$ und $Z+-$ Montierung kleiner ausfällt. Bei der $Z--$ Montierung ist eine leicht steigende Tendenz des Fehlers bei höher liegenden Ebenen zu erkennen, wobei die Amplituden innerhalb einer x -Zeile mit zunehmendem y -Wert abnehmen.

Zur Interpretation der Messwerte können die Motormomente für die vier Montierungen $X+$, $Y+$, $Z+$ und $Z-$ hinzugezogen werden. Bild 8.7 ist das Ergebnis einer analytischen Belastungsrechnung ausgehend von der Momentenberechnung aus Kapitel 6.2.3 (S. 60). Als Belastungen wurde hier $2N$ als Gewichtskraft für die Arbeitsplattform sowie $4N$ für die Endoskopkamera angesetzt. Zur Bestimmung der Lastmomente wurde ausschließlich das Gewicht der Endoskopkamera herangezogen, da der Schwerpunkt der Arbeitsplattform (theoretisch) mit dem Schnittpunkt der Nebenachsen zusammenfällt (Bild 6.5, S. 62) und somit nahezu kein Lastmoment erzeugt. Das dargestellte Moment ist die Summe der Beträge der Lastmomente der Hauptachsenantriebe. Beim Vergleich der Lastmomente mit den Absolutfehlern kann eine Parallelität festgestellt werden. Höhere Lastmomente korrespondieren mit höheren Positionierfehlern. Der tendenziell höhere Fehler bei der $X+$ -Montierung im Vergleich zur $Y+$ - und $Z+$ -Montierung korrespondiert auch hier mit höheren Lastmomenten der Motoren. Anschaulich kann dies mit der Anordnung der Motoren erklärt werden. Bei der $X+$ -Montierung muss die Hauptlast durch den Hauptachsenantrieb 1 übernommen werden, während sich bei $Y+$ die Hauptlast auf die Hauptachsenantriebe 2 und 3 verteilen. Alle 3 Motoren teilen sich die Last weitgehend gleichmäßig bei $Z+$. Der tendenziell steigende Fehler bei größeren z -Werten ist durch den größeren Abstand der Arbeitsplattform vom Grundgestell zu erklären, einhergehend mit den größeren Lastmomenten bei den $X+$ - und $Y+$ -Montierungen. Eine Erklärung für die höheren Fehler bei der $Z-$ im Vergleich zu $Z+$ fällt schwierig. Theoretisch sind die Belastungen auf die Motoren betragsmäßig gleich wie auch die Diagramme zu den Motormomenten in Bild 8.7 zeigen. Praktisch kann hier das Problem der Neigung des Manipulatorsystems zu stabilen Schwingungen mit fester Frequenz und großer Amplitude (Grenzzyklus (ohne Nachweis), Lutz u. Wendt (2002, Kap. 14.4.2)) eine nicht unerhebliche Rolle spielen.

Zum Klären des Einflusses des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens auf die Positioniergenauigkeit der DELTA-Konfiguration dienen Bild 8.8 und Bild 8.9. Hier wird der Betrag des Positionierfehlers mit ($N5 - 15 - 0,0002$) vom Betrag des Positionierfehlers ohne Anwendung des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens ($N0$) abgezogen. Die Messdaten wurden in hängender Montierung ($Z+$) bei montiertem ($G1$, Bild 8.9) und nicht montiertem Kameragewicht ($G0$, Bild 8.8) aufgezeichnet. Dargestellt sind jeweils die Relativfehler für die Komponenten der Koordinatenrichtungen x , y und z sowie des Abstandes der Ist- von der Sollposition. Wie oben wurden auch hier 5 Einzelmessungen gemittelt. Neben dem durchschnittlichen ist auch der minimale und maximale Fehler aufgeführt. Deutlich tritt eine systematische Abweichung im y -Fehler von Bild 8.8 hervor, einhergehend mit einer großen Streubreite. Außerdem ist für jeden der 125 Einzelmesspunkte der *maximal* aufgetretene RMS-Wert aus den 10 ausgewerteten Messungen (je 5 für $G0$ und $G1$) aufgeführt wie ihn das optische Positionsmesssystem liefert.

Ausgehend von der Messdatenaufbereitung und der Lage der Diagramme kann gesagt werden, dass in Bild 8.8 der Positionierfehler größer war ohne Anwendung des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens. Die große Spannweite und Streubreite der y -Komponente (und damit auch der Absolutfehler in abgeschwächter Form) von Bild 8.8 ist auf einen erheblichen Einfluss der Schwingungsneigung des Systems bei nicht montiertem Kameragewicht zurückzuführen. Dies deckt sich auch mit den gemachten Beobachtungen während den Messungen. Bei montiertem Kameragewicht war das Schwingungsverhalten sehr viel geringer ausgeprägt, insbesondere die Amplitude war sehr viel kleiner durch die Trägheit des Kameragewichtes. Zusätzlich wurden die Servoantrieb an eine definierte Grenze des Totbandes gezwungen, welche deutlich hörbar eingeregelt wurde. Im Gegensatz dazu sind

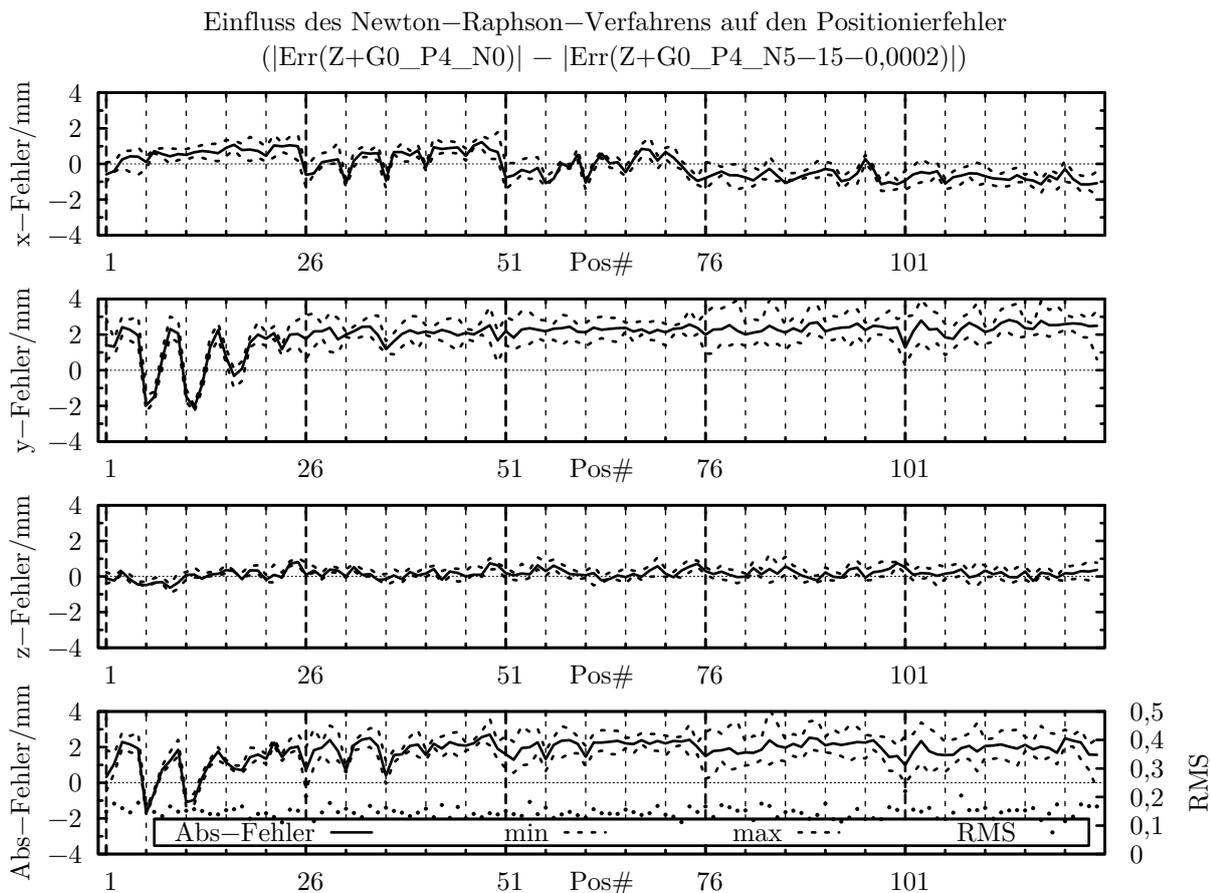


Bild 8.8: Einfluss des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens auf den absoluten Positionierfehler des Manipulators in hängender ($Z+$) DELTA-Konfiguration ohne montiertem Kameragewicht ($G0$). Für jeden Messpunkt Pos\# wird vom Betrag des Positionierfehlers unter Anwendung des NEWTON-RAPHSON-Verfahren in Komponentenrichtung (x , y , z) und dem Abstand im Raum der entsprechende Betrag des Positionierfehlers ohne Anwendung des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens abgezogen, gemittelt über jeweils 5 Einzelmessungen. Ein positiver Diagrammwert sagt demnach aus dass der Positionierfehler betragsmäßig größer war ohne Einsatz des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens. (Zu den verwendeten Bezeichnungen siehe auch Kapitel 8.1.3.)

die Antriebsgeräusche ohne Kameragewicht deutlich leiser, das heißt die Position muss weniger nachgeregelt werden. Ursächlich hierfür ist die geringere Winkelgeschwindigkeit, mit der der Servoantrieb aus seiner Solllage bewegt wird. Hierdurch ergibt sich eine kleinere Regelabweichung und somit eine entsprechend kleine Stellgröße (Motorstrom beziehungsweise -dauer). Durch eine Anregung der Arbeitsplattform (Sollwertsprung, äußere Verschiebungsanregung) kann der Grenzyklus angestoßen werden. Hierbei wird mindestens einer der Hauptachsenantriebe aus dem Totband bewegt. Ein hoher p -Anteil des Regelparameter führt zum Überschwingen mindestens eines Stellwinkels, außerhalb der gegenüberliegenden Grenze des Totbandes und der Grenzyklus beginnt. Neben der geringen Dämpfung im System, der endlichen Gesamtsteifigkeit (Kohlefaser-Unterarme, Antriebssystem bestehend

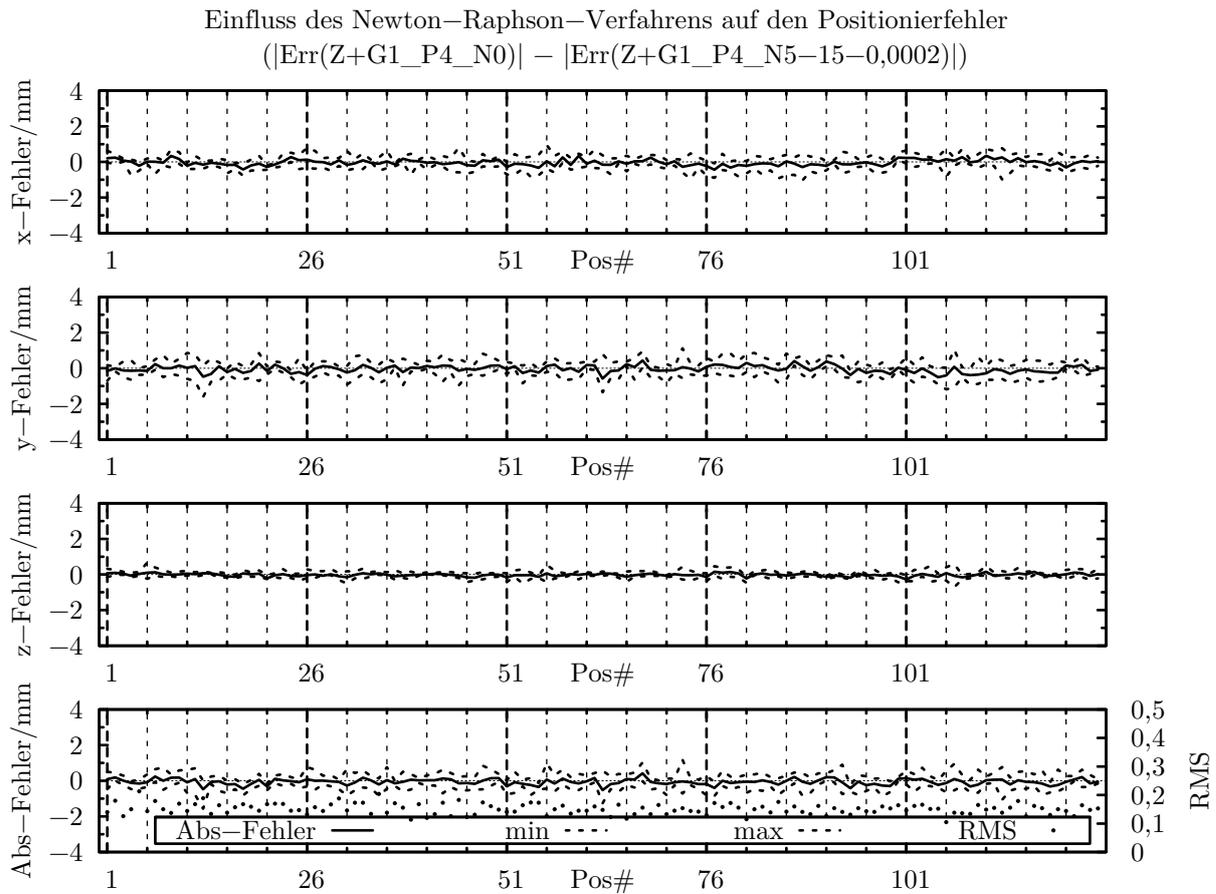


Bild 8.9: Einfluss des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens auf den absoluten Positionierfehler des Manipulators in hängender ($Z+$) DELTA-Konfiguration mit montiertem Kameragewicht ($G1$). Für jeden Messpunkt $\text{Pos}\#$ wird vom Betrag des Positionierfehlers unter Anwendung des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens in Komponentenrichtung (x , y , z) und dem Abstand im Raum der entsprechende Betrag des Positionierfehlers ohne Anwendung des NEWTON-RAPHSON-Verfahren abgezogen, gemittelt über jeweils 5 Einzelmessungen. Ein positiver Diagrammwert sagt demnach aus dass der Positionierfehler betragsmäßig größer war ohne Einsatz des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens. (Zu den verwendeten Bezeichnungen siehe auch Kapitel 8.1.3.)

aus Motor mit Regelung und Getriebe) und der gespeicherten mechanischen Energie in der bewegten Arbeitsplattform ist auch der Energieeintrag durch den nichtidealen Positionsregler der Servoantriebe mit endlicher Regelfrequenz (ohne Nachweis: etwa 300 Hz, ermittelt aus dem Verlauf des Motorstromes) und nicht angepassten Regelparametern Ursache für die Schwingung. Verglichen mit Bild 8.8 bewegt sich in Bild 8.9 der Positionierfehler mit und ohne Einsatz des NEWTON-RAPHSON-Verfahren in einer ähnlichen Größenordnung, resultierend in einem Diagrammwert in der Umgebung von 0. Dies lässt den Schluss zu, dass mit dem verwendeten Aufbau aus Manipulatorsystem und Messstand keine Verbesserung des betragsmäßigen Positionierverhaltens des Manipulators durch Einsatz des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens erkennbar ist, ohne Betrachtung der Richtung der Fehler.

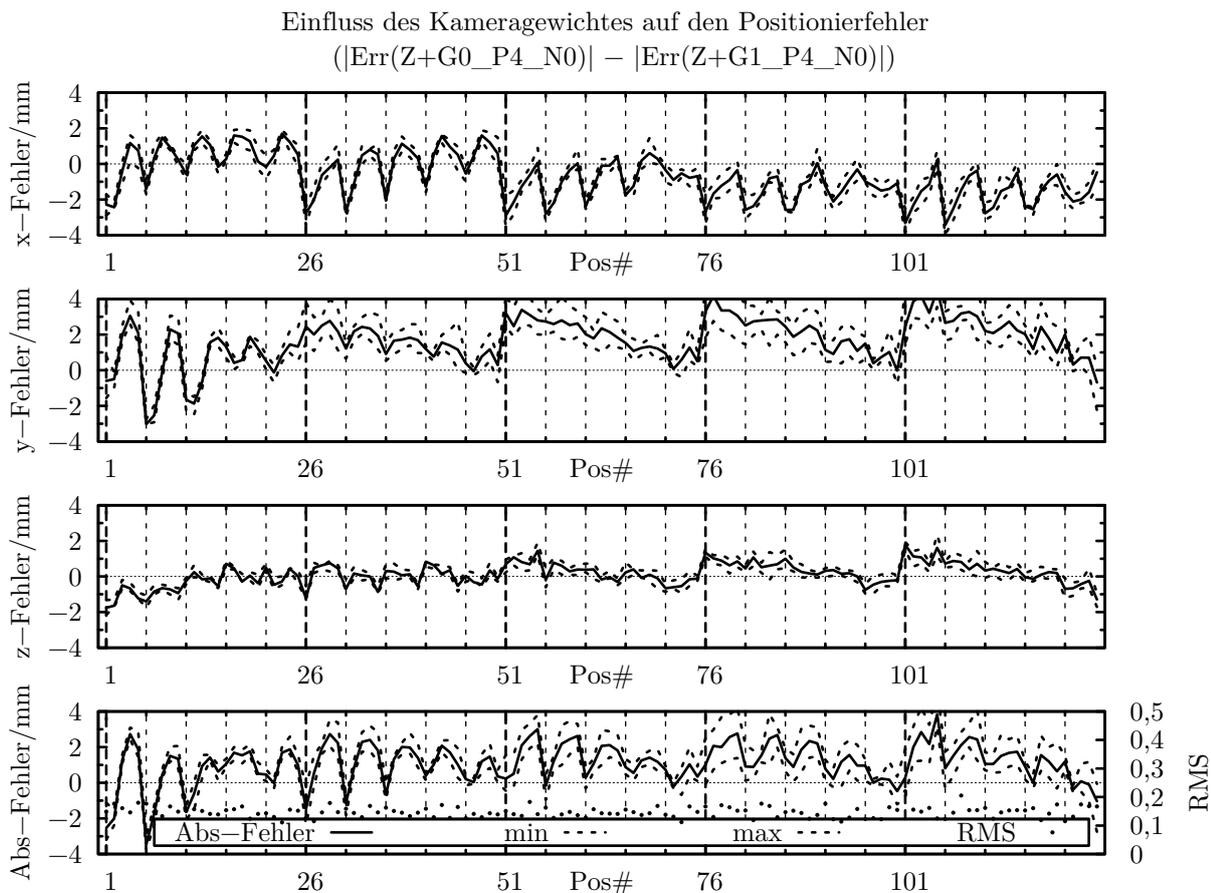


Bild 8.10: Einfluss des Kameragewichtes auf den absoluten Positionierfehler des hängenden ($Z+$) Manipulators im DELTA-Konfiguration ohne Anwendung des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens ($N0$). Für jeden Messpunkt $\text{Pos}\#$ wird vom Betrag des Positionierfehlers mit Kameragewicht in Komponentenrichtung (x , y , z) und dem Abstand im Raum der entsprechende Betrag des Positionierfehlers ohne Kameragewicht abgezogen, gemittelt über jeweils 5 Einzelmessungen. Ein positiver Diagrammwert sagt demnach aus dass der Positionierfehler betragsmäßig größer war ohne Kameragewicht. (Zu den verwendeten Bezeichnungen siehe auch Kapitel 8.1.3.)

In Bild 8.10 und Bild 8.11 wird der Einfluss des Kameragewichtes auf die Positioniergenauigkeit in hängender Manipulatoremontierung ($Z+$) dargestellt. Entsprechend Bild 8.8 und Bild 8.9 wird der Betrag des Positionierfehlers mit Kameragewicht ($G1$) vom Betrag des Positionierfehlers ohne Kameragewicht ($G0$) abgezogen. Die Messdaten aus Bild 8.10 wurden ohne Einsatz des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens ($N0$) aufgezeichnet, während dieses bei Bild 8.11 eingesetzt wurde ($N5 - 15 - 0,0002$). Ebenso sind die Relativfehler für die Komponenten der Koordinatenrichtungen x , y und z sowie des Abstandes der Ist- von der Sollposition dargestellt, über 5 Einzelmessungen gemittelt und neben dem durchschnittlichen auch der minimale und maximale Fehler aufgeführt. Insbesondere bei der y -Komponente in Bild 8.10, aber auch in Bild 8.11, ist eine sehr große Streubreite der Fehler zu erkennen, und damit auch in vermindelter Form im Absolutfehler. Außerdem

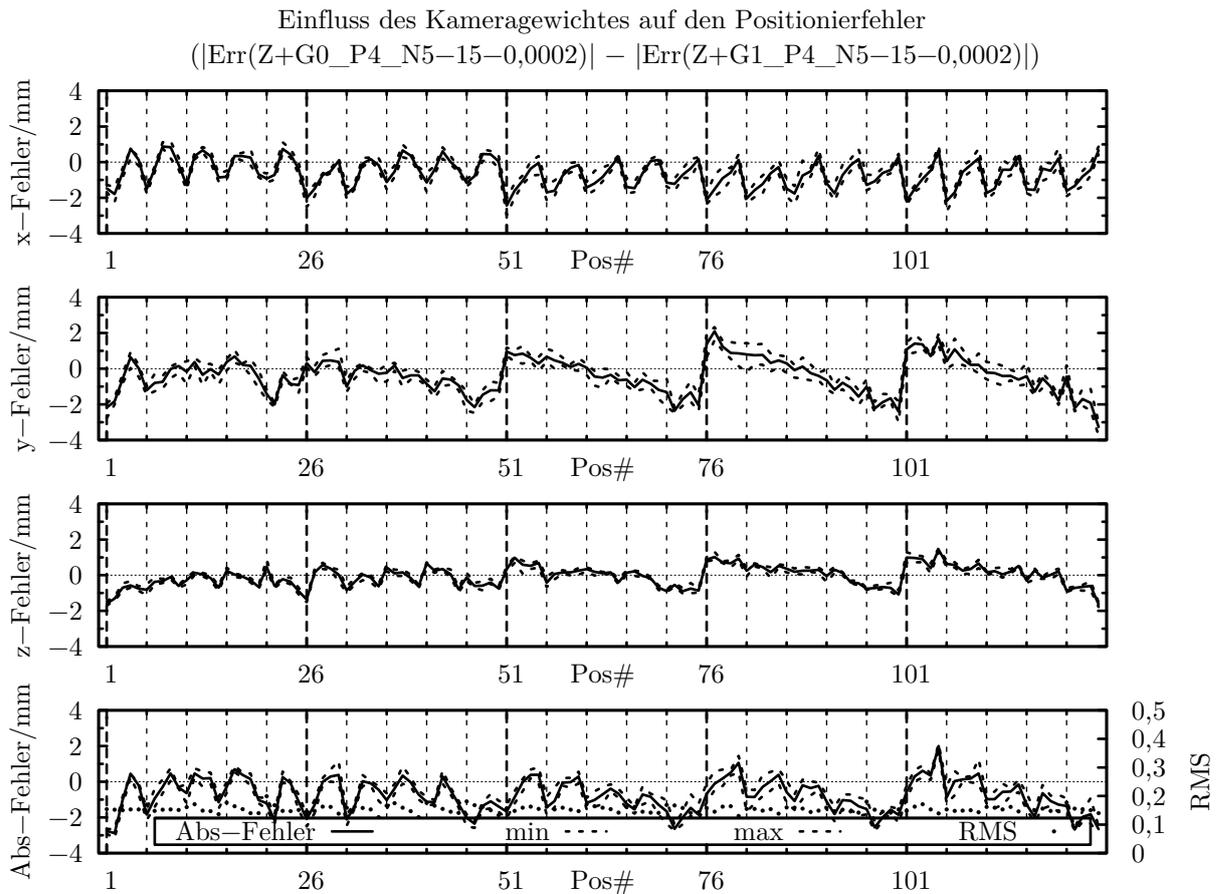


Bild 8.11: Einfluss des Kameragewichtes auf die absolute Positionierfehler des hängenden ($Z+$) Manipulators im DELTA-Konfiguration mit Anwendung des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens ($N5 - 15 - 0,0002$). Für jeden Messpunkt Pos# wird vom Betrag des Positionierfehlers mit Kameragewicht in Komponentenrichtung (x, y, z) und dem Abstand im Raum der entsprechende Betrag des Positionierfehlers ohne Kameragewicht abgezogen, gemittelt über jeweils 5 Einzelmessungen. Ein positiver Diagrammwert sagt demnach aus dass der Positionierfehler betragsmäßig größer war ohne Kameragewicht. (Zu den verwendeten Bezeichnungen siehe auch Kapitel 8.1.3.)

ist für jeden der 125 Einzelmesspunkte der *höchste* vom optische Positionsmesssystem zurückgegebene RMS-Wert aus den 10 ausgewerteten Messungen (je 5 für $G0$ und $G1$) aufgeführt. Wie auch beim Positionierfehler über die Manipulormontierungen (Bild 8.6) ist auch hier verbreitet ein lokales Maximum in der Mitte einer x -Zeile ($x = 0$) zu erkennen. Wo dies nicht der Fall ist, herrscht, insbesondere beim x -Fehler, ein lokales Maximum bei größtem x -Wert ($x = 50$ mm) und ein lokales Minimum bei kleinstem x -Wert ($x = -50$ mm) vor. In beiden Abbildungen zeigt sich insbesondere bei den y - und z -Fehlern eine abnehmende Tendenz über die zunehmende y -Komponente der Manipulatorposition. Im Vergleich der Abbildungen ist die Spannweite der Fehler in Bild 8.10 größer als in

Bild 8.11. Tendenziell liegen die Diagrammlinien in Bild 8.10 überhalb der Null-Linie, bei Bild 8.11 darunter.

Allgemein kann aus der Lage der beiden Diagrammen gesagt werden, dass der Absolutfehler in Bild 8.10 bei den Messungen mit Kameragewicht kleiner ist als ohne Kameragewicht (Werte liegen größtenteils im positiven Bereich), während es in Bild 8.11 umgekehrt der Fall ist. Somit ist der absolute Positionierfehler kleiner bei montiertem Kameragewicht und nicht eingesetztem NEWTON-RAPHSON-Verfahren (Bild 8.10), während ohne Kameragewicht der Fehler kleiner wird bei Verwendung des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens. Bei kleinem x -Wert ($x = -50\text{ mm}$) ist der Relativwinkel von Ober- und Unterarm groß. Eine kleine Stellwinkeländerung des Hauptachsenantriebes führt zu einer relativ großen Änderung der x -Position des Endeffektors verglichen zum Einfluss bei kleineren Relativwinkeln im Bereich von $x = 50\text{ mm}$. Das montierte Kameragewicht führt zu einem größeren Regelfehler des Servoantriebs und somit zu dem Minimum der verarbeiteten Messdaten bei $x = -50\text{ mm}$. Entsprechend ist das Verhalten für die Fehler in y -Richtung zu interpretieren. Sowohl die größere Spannweite wie auch die Streubreite von Bild 8.10 im Vergleich zu Bild 8.11 ist auf die Schwingungsneigung des Manipulatorsystems (siehe oben), zurückzuführen.

Fazit

Abschließend können die Ergebnisse dieses Teilversuchs folgendermaßen zusammengefasst werden, entsprechend den betrachteten Einflussfaktoren (siehe Beginn des Kapitels):

Die Berechnungsgenauigkeit der inversen Kinematik wird durch den Einsatz des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens unter den Versuchsbedingungen nicht messbar verbessert. Die Berechnung der inversen Kinematik für den Manipulator in DELTA-Konfiguration mit Termen bis zur 2. Ordnung ist unter gegebenen Bedingungen ausreichend. Hierbei könnte jedoch eine explizite Lösung eingesetzt werden wie sie in der Literatur (Sternheim 1987) bekannt ist.

Das Gewicht der Endoskopkamera hat wie erwartet einen Einfluss auf die Positioniergenauigkeit. Jedoch kann der Effekt wegen der Schwingungsneigung des Manipulatorsystems unter gegebenen Messbedingungen nicht vollständig isoliert und beziffert werden.

8.1.4 Wiederholgenauigkeit Delta-Konfiguration

Im Rahmen dieses Teilversuchs soll die Wiederholgenauigkeit des Manipulatorsystems in der DELTA-Konfiguration ermittelt werden. Sie gibt die Genauigkeit wieder, mit der der Manipulator eine zuvor eingenommene Pose unter gleichen Bedingungen (insbesondere Belastung) ein zweites Mal anfahren kann. Die Einflüsse auf die Wiederholgenauigkeit sollten sehr viel geringer ausfallen im Vergleich zur Absolutgenauigkeitsuntersuchung, da die Bedingungen zwischen den Vergleichsmessungen nahezu identisch sind, insbesondere der Belastungszustand. Es wird erwartet, dass die oben beschriebenen Schwingungsneigung des Manipulators einen Einfluss auf die Wiederholgenauigkeit hat. Das Rauschen der Digital-Analog-Wandler des Messsystems sowie der Analog-Digital-Wandler des Manipulatorsystems werden hier vernachlässigt. Zumindest auf Seiten der Analog-Digital-Wandler

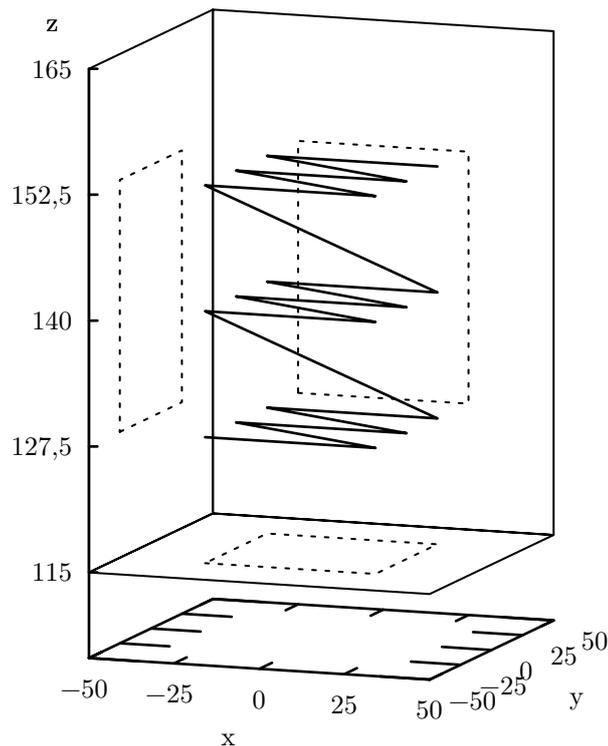


Bild 8.12: Abrastern des Arbeitsraumes des Manipulators während Wiederholgenauigkeitsmessungen der DELTA-Konfiguration von $(-25\text{ mm}, -25\text{ mm}, 127,5\text{ mm})^T$ bis $(25\text{ mm}, 25\text{ mm}, 152,5\text{ mm})^T$. Dargestellt sind nur die Messpunkte, nicht jedoch die einzelnen Anfahr-Richtungen.

wird der Effekt minimiert durch die Filterung mit dem gleitenden Mittelwert (Kapitel 7, S. 70).

Durchführung

Die Ausgangsbedingungen für diesen Versuch sind entsprechend dem Teilversuch zur Ermittlung der DELTA Absolutgenauigkeit. Als Arbeitsplattform des hängend montierten Manipulators ($Z+$) in DELTA-Konfiguration dient eine starre Plattform mit einem vergleichbaren Gewicht zur Schwenkplattform, die vollständige inverse Kinematik der Schwenkplattform wird berechnet und der Arbeitsraum ist Gl. 8.1.3 (S. 85) zu entnehmen. Ebenso wird der Arbeitsraum in die oben beschriebenen 64 Quader aufgeteilt. In diesem Fall werden jedoch nicht alle 125 Eckpunkte vermessen, sondern nur die inneren 27 (Bild 8.12). Jeder Messpunkt wird jeweils, mit montierten Kamera-Messgewicht, von den sechs benachbarten Quadereckpunkten $(x - \Delta x, x + \Delta x, y - \Delta y, y + \Delta y, z - \Delta z, z + \Delta z)$ angefahren und die Pose vermessen. Die Berechnung der inversen Kinematik erfolgt unter Einsatz des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens mit Termen bis zur 4. Ordnung, einer Genauigkeit von 0,0002rad oder maximal 15 Iterationsdurchläufe, entsprechend den Messungen der DELTA Absolutgenauigkeit. Nach dem Ausgeben einer neuen Sollpose vom Messstand an die Manipulatorsteuerung wird vor dem Auslösen der Messung 2 Sekunden gewartet, so

Relativfehler beim wiederholten Anfahren einer Position aus unterschiedlichen Richtungen
(Z+G1_P5_N5-15-0,0002)

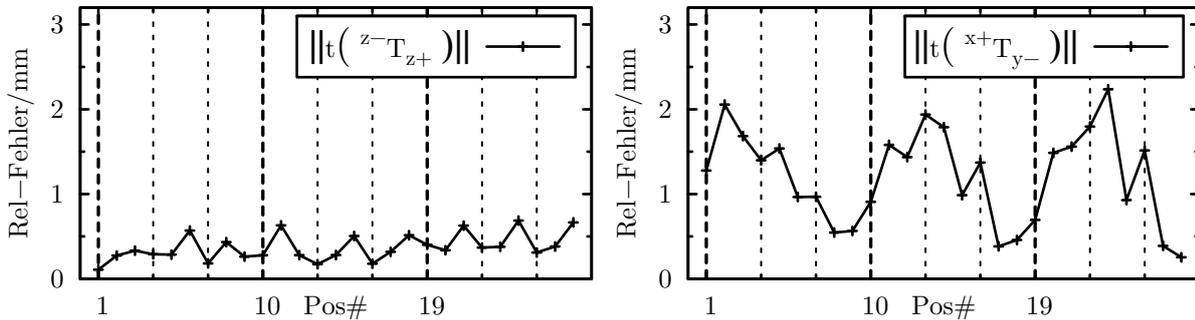


Bild 8.13: Auszug aus den aufgetretenen Relativfehler beim wiederholten Anfahren einer Position aus unterschiedlichen Richtungen (vollständiger Abdruck siehe Bild B.1, S. 127). Die Aufzeichnung der Messdaten erfolgte unter Verwendung des NEWTON-RAPHSON-Verfahren ($N5 - 15 - 0,0002$) bei montiertem Kameragewicht ($G1$). Dargestellt sind die EUKLIDISCHEN Normen $\|t(z^-T_{z+})\|$ und $\|t(x^+T_{y-})\|$ der Translationsanteile der Transformationsmatrizen (Gl. 8.3), gemittelt über 5 Einzelmessungen. (Zu den verwendeten Bezeichnungen siehe auch Kapitel 8.1.3)

dass der Manipulator seine Endlage einnehmen kann und die Schwingung abgeklungen ist. Jeder Messdurchlauf wird 5 mal durchgeführt und während der Auswertung gemittelt.

Ergebnisse und Diskussion

Bild 8.13 zeigt einen Auszug aus den Messdaten mit dem kleinsten und größten berechneten Fehlerdiagramm. Der vollständige Satz Diagramme ist im Anhang in Bild B.1 (S. 127) abgedruckt. Dargestellt sind die EUKLIDISCHEN Normen $\|t(z^-T_{z+})\|$, $\|t(x^+T_{y-})\|$ der Translationsanteile der Transformationsmatrizen

$$\begin{aligned} z^-T_{z+} &= {}^{tcp,z-} T_{base} \cdot {}^{base} T_{tcp,z+} \\ x^+T_{y-} &= {}^{tcp,x+} T_{base} \cdot {}^{base} T_{tcp,y-} \end{aligned} \quad (8.3)$$

also den räumlichen Abstand der Endeffektorpositionen wenn Pos# aus unterschiedlichen Richtungen, hier $x+$, $y-$, $z+$, $z-$, angefahren wurde. Die Bezeichnungen folgen Kapitel 8.1.3 mit Ergänzung der Indizes für die Transformationsmatrizen. Hierbei ist zu beachten, dass diese in Kleinbuchstaben gesetzt sind und die Richtung angeben, aus welche Pos# angefahren wurde, z. B. aus negativer z -Richtung im Falle von $z-$. Dargestellt sind die Diagramme mit den kleinsten und größten aufgetretenen Relativfehler zwischen unterschiedliche Positionsanfahrungen, gemittelt über 5 Einzelmessungen. Eine charakteristische Abhängigkeit der Fehler von der Messposition in einem Ausmaß wie bei den Absolutgenauigkeitsuntersuchungen konnte nicht festgestellt werden.

Beim Vergleich von Bild 8.13 (beziehungsweise Bild B.1) mit dem Absolutfehler bei $Z+$ -Montierung in Bild 8.6 (S. 87) bestätigt sich die Annahme von Beginn des Abschnitts dass die Wiederholgenauigkeit besser ist als die Absolutgenauigkeit. Während der Absolutfehler in $Z+$ -Montierung von etwa 0,7 mm bis 4,5 mm reicht, liegt der Wiederholfehler

(bei eingeschränktem Messvolumen) im Bereich von 0,15 mm bis 0,7 mm ($||t^{(z-T_{z+})}||$) beziehungsweise von 0,25 mm bis 2,25 mm ($||t^{(x+T_{y-})}||$). Bei Aufstellen der Annahme wurde jedoch ein geringerer Wiederholfehler erwartet. Der hohe Betrag des gemessenen Fehlers wird auch hier wieder schwerpunktmäßig auf die Schwingungsneigung des Manipulators zurückgeführt, mit gewissem Einfluss anderer, nicht untersuchter Faktoren, deren Einfluss ohne Nachweis als geringer eingeschätzt werden.

8.1.5 Absolutgenauigkeit Schwenkplattform

Durch diesen Teilversuch soll die Absolutgenauigkeit des Manipulatorsystems mit der bewegten Schwenkplattform ermittelt werden. Im Unterschied zu Kapitel 8.1.3 liegt hier der Schwerpunkt auf der Schwenkplattform. Neben der absoluten Positionier- und Ausrichtengenauigkeit wird der Einfluss der erhöhten Berechnungsgenauigkeit durch das NEWTON-RAPHSON-Verfahren betrachtet. Die übrigen Einflussfaktoren aus Kapitel 8.1.3 gelten hier ebenso, aber insbesondere der Einfluss des Kameragewichtes wird nicht untersucht.

Durchführung

Die in Kapitel 6 (S. 48) beschriebene bewegte Schwenkplattform ersetzt die starre Arbeitsplattform aus den vorhergegangenen Teilversuchen. Unverändert bleibt der translatorische Arbeitsraum $-50 \text{ mm} \leq x \leq 50 \text{ mm}$, $-50 \text{ mm} \leq y \leq 50 \text{ mm}$, $115 \text{ mm} \leq z \leq 165 \text{ mm}$ (Gl. 8.1.3). Weiterhin beträgt der rotatorische Arbeitsraum

$$\begin{aligned} -0,2 \text{ rad} &\leq \alpha \leq +0,2 \text{ rad} \\ -0,2 \text{ rad} &\leq \beta \leq +0,2 \text{ rad} \\ -0,2 \text{ rad} &\leq \gamma \leq +0,2 \text{ rad} \\ &(0,2 \text{ rad} \approx 11,5^\circ) \end{aligned} \tag{8.4}$$

Wie in Kapitel 8.1.3 und Kapitel 8.1.4 wird der translatorische Arbeitsraum in 64 Quader aufgeteilt, wobei jedoch nur die inneren 27 Messpunkte aus Bild 8.12 (S. 95) vermessen werden. Eine Einschränkung des translatorischen Arbeitsraumes ist notwendig, da eine Schwenkbewegung zu geringen Ausgleichsbewegungen der Hauptachsen führen um die Plattform um den Schnittpunkt der drei Nebenachsenantriebe drehen zu können. Zu Gunsten leichter vergleichbarer Ergebnisse wird hierzu diese relativ starke Einschränkung des translatorischen Arbeitsraumes vorgenommen. Für jede Endeffektorposition werden je 27 Messungen mit unterschiedlicher Winkelausrichtung vorgenommen, entsprechend zum Rastern des translatorischen Arbeitsraumes. Die vermessenen Winkel sind je Achse (α, β, γ) $-0,2 \text{ rad}$, 0 rad und $+0,2 \text{ rad}$. Ausgangsorientierung und erste Messung ist $(\alpha, \beta, \gamma)^T = (-0,2 \text{ rad}, -0,2 \text{ rad}, -0,2 \text{ rad})^T$. Anschließend wird α auf 0 rad und $+0,2 \text{ rad}$ gesetzt, um $\beta = 0 \text{ rad}$ und $\alpha = -0,2 \text{ rad}$ zu setzen. Das Vorgehen wird entsprechend fortgesetzt bis $(+0,2 \text{ rad}, +0,2 \text{ rad}, +0,2 \text{ rad})^T$ erreicht ist, eine neue translatorische Position angefahren wird und das Verfahren von vorne beginnt. Die Übergabe der zusätzlichen drei rotatorischen Freiheitsgrade vom Messsystem an die Manipulatorsteuerung erfolgt nicht nacheinander wie im Handbedienungsmodus durch Umlegen des Wahlschalters. Statt dessen werden drei zusätzliche Analog-Digital-Wandlerkanäle verwendet und alle sechs Freiheitsgrade werden parallel übermittelt. Nach dem Ausgeben aktualisierter Analogwerte wird vor dem Auslösen einer Messung 3 Sekunden gewartet. Dieses Vorgehen wird durchgeführt bei hängender Montierung ($Z+$) mit montiertem Kameragewicht ($G1$), jeweils

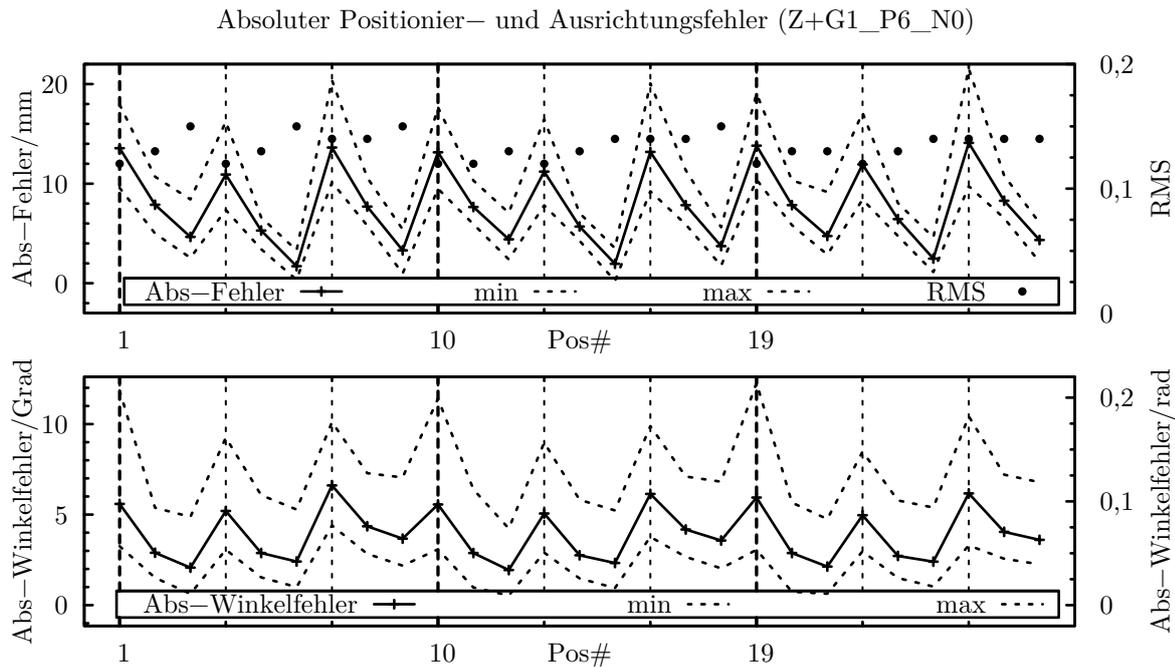


Bild 8.14: Absoluter Positionier- und Winkelfehler des Manipulatorsystems mit bewegter Schwenkplattform über die Manipulator-Sollposition nach Bild 8.12 (S. 95). Von 5 Einzelmessungen wurde für jede Pos# der Abstand im Raum von der gemessenen Ist-Position zur theoretischen Soll-Position errechnet und anschließend über die $5 \cdot 27 = 135$ Einzelmessungen je Messposition gemittelt. Entsprechend wurde mit der Ist- und Soll-Ausrichtung verfahren. Der Fehlerwinkel wurde entsprechend der Achse-Winkel-Methode (zum Beispiel Craig 2005, Kap. 2.8) berechnet. Die Aufnahme der Messdaten erfolgte ohne Anwendung des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens ($N0$) bei montiertem Kameragewicht ($G1$). (Zu den verwendeten Bezeichnungen siehe auch Kapitel 8.1.3)

ohne ($N0$) und mit Einsatz des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens ($N5 - 15 - 0,0002$). Jeder Messdurchlauf wird 5 mal durchgeführt und während der Auswertung gemittelt. Zu den verwendeten Bezeichnungen siehe auch Kapitel 8.1.3.

Ergebnisse und Diskussion

Bild 8.14 stellt den mittleren, minimalen und maximalen Betrag des absoluten Positionier- und Winkelfehlers über 27 Orientierungen und 5 Einzelmessungen über der Manipulator-Sollposition dar. Der Fehlerwinkel wurde nach der Achse-Winkel-Methode (zum Beispiel Craig 2005, Kap. 2.8) berechnet. Das NEWTON-RAPHSON-Verfahren war nicht aktiv ($N0$). Eine Auswertung der Richtung des Fehlervektors und der Drehachse erfolgt nicht. Auffällig ist der vergleichsweise hohe und systematisch über den Arbeitsraum abnehmende Positionier- und Orientierungsfehler längs der x -Achse.

Der betragsmäßig große Fehler ist auf den Einsatz der leichten, jedoch auch drehmomentschwachen Nebenachsenantriebe zurückzuführen. Durch die Kopplung der Plattformentorichtung mit dessen Position kann davon ausgegangen werden, dass der Winkelfehler der

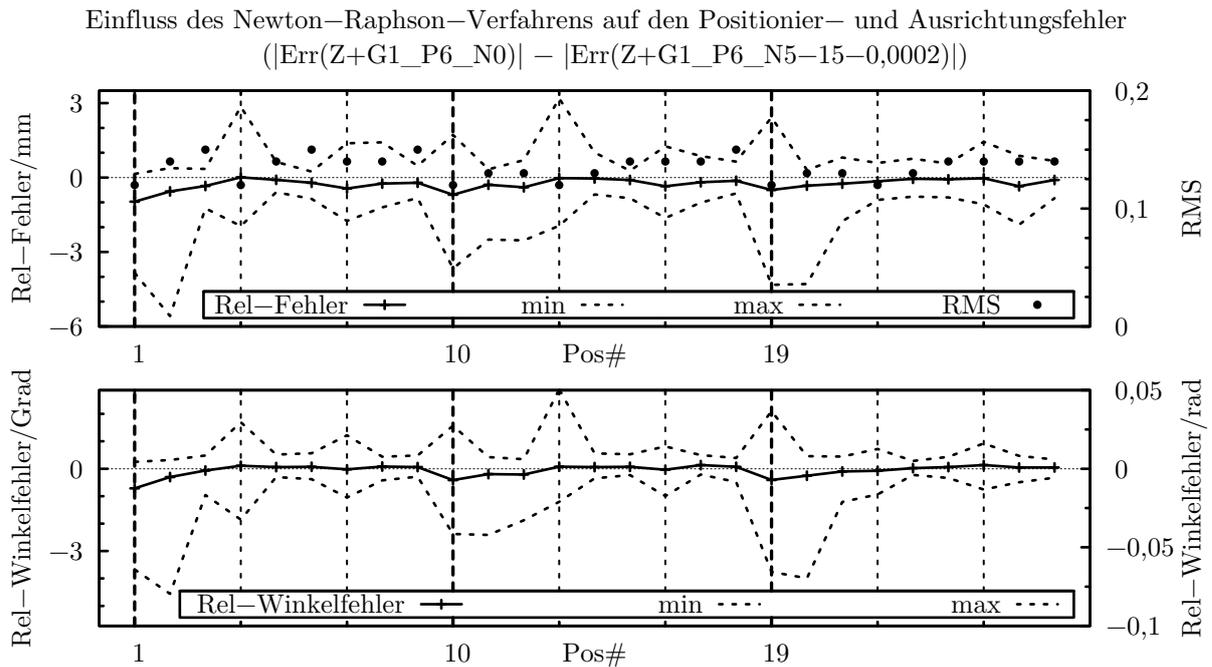


Bild 8.15: Einfluss des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens auf den Positionier- und Ausrichtungsfehler des Manipulators mit bewegter Schwenkplattform über die Manipulator-Sollposition nach Bild 8.12 (S. 95). Für jeden Messpunkt Pos# wird vom Betrag des Positionier- beziehungsweise Ausrichtungsfehlers bei Anwendung des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens der Betrag des jeweiligen Fehlers ohne NEWTON-RAPHSON abgezogen und über 5 Einzelmessungen gemittelt. Ein positiver Diagrammwert sagt demnach aus, dass der (Positionier-/Ausrichtungs-) Fehler betragsmäßig größer war bei Anwendung des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens. (Zu den verwendeten Bezeichnungen siehe auch Kapitel 8.1.3)

Orientierung zu dem vergleichsweise hohen Positionierfehler führt. Diese Vermutung wird durch den qualitativ ähnlichen Verlauf der beiden Kurven gestützt. Als weitere Ursache für den großen Fehler ist die höhere Belastung der Netzteile durch die Nebenachsenantriebe zu sehen. Schon ein kleiner Spannungseinbruch kann bei geringen Versorgungsspannungen zu einer stärkeren Beeinträchtigung der Positioniergenauigkeit führen. Der symmetrische Kurvenverlauf von Bild 8.7 (S. 88) alleine kann noch keine abschließende Aussage des tatsächlich auftretenden Summen-Motorstroms treffen. Es wird vermutet, dass ein überhöhter, nichtlinearer Strom des Hauptachsenantriebs 1 bei $x = -25$ mm zum vermuteten Spannungseinbruch des Netzteils und somit zu größeren Abweichungen der Motorstellwinkeln führt. Die große Spannweite der Messwerte lässt sich auf die Schwingungsneigung des Manipulators zurückführen. In diesem Fall kann eine relativ kleine Schwingung in den Nebenachsen zu einer erheblichen Verschlechterung des Positionierfehlers führen.

Bild 8.15 zeigt den Einfluss des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens auf die Positionier- und Ausrichtungsgenauigkeit des Manipulatorsystems über die Soll-Position Pos#. Hierzu werden der Betrag des Positionierfehlers unter Anwendung des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens ($N5-15-0,0002$) vom Betrag des Positionierfehlers ohne NEWTON-RAPHSON

($N0$) abgezogen, entsprechend Kapitel 8.1.3. Ebenso wird mit dem Winkelfehler verfahren. Die Messdaten wurden mit montiertem Kameragewicht ($G1$) aufgezeichnet. Wie bisher erfolgt eine Mittelung über 5 Einzelmessungen und sowie zusätzlich die Darstellung des vorzeichenbehafteten Maximum und Minimum. Entsprechend zu Bild 8.14 sind erhöhte Abweichungen bei minimaler x -Position zu erkennen, sowohl im Positions- als auch im Ausrichtungsfehlerdiagramm. Qualitativ korrelieren beide Diagramme sehr stark. Während in beiden Diagrammen die Durchschnittskurve nahe und vollständig unterhalb der Nulllinie ist, befindet sich die Minimum-Linie signifikant darunter, die Maximum-Linie darüber. Die eingeschlossene Fläche der Maximum-Linie mit der Nulllinie ist kleiner als die Fläche zwischen Minimum und Null. Weiterhin ist der größte (schlechteste) aufgetretene RMS-Wert für jede Pos# aufgeführt.

Ausgehend von der Messdatenaufbereitung ist der Fehler mit NEWTON-RAPHSON-Verfahren im Durchschnitt größer als ohne. Die sehr niedrig liegende Minimum-Linie deutet hierbei auf große Fehler hin. Aus der guten qualitativen Korrelation der beiden Diagramme ist davon auszugehen, dass sich auch hier der hohe Ausrichtungsfehler auf den Positionierungsfehler auswirkt. Auch hier kann die große Spannweite der Fehler auf die Schwingungsneigung des Manipulators zurückgeführt werden.

Fazit

Abschließend kann zusammengefasst werden, dass der Manipulator mit bewegter Schwenkplattform einen höheren Positionierfehler aufweist als in DELTA-Konfiguration. Da der Ausrichtungsfehler mit dem Positionierfehler korreliert, ist davon auszugehen, dass eine starke Kopplung zwischen dem Ausrichtungs- und Positionierfehler besteht. Zur Verbesserung der Genauigkeit des Manipulatorsystems mit bewegter Schwenkplattform ist in erster Linie bei den Nebenachsenantrieben anzusetzen. Dies gilt sowohl für die absolute Stellgenauigkeit als auch in großem Maße für die Schwingungsneigung.

8.1.6 Wiederholgenauigkeit Schwenkplattform

In diesem Teilversuch wird die Wiederholgenauigkeit der Ausrichtung des Manipulatorsystems mit bewegter Schwenkplattform ermittelt. Wie in Kapitel 8.1.4 wird erwartet, dass sie besser ausfällt als die Absolutgenauigkeit.

Durchführung

Das Vorgehen zur Erfassung der Messwerte ist entsprechend Kapitel 8.1.4 mit dem Unterschied, dass nicht eine Position wiederholt angefahren wird, sondern eine Ausrichtung. Hierzu ist der Arbeitsraum des Manipulators unverändert $-50 \text{ mm} \leq x \leq 50 \text{ mm}$, $-50 \text{ mm} \leq y \leq 50 \text{ mm}$, $115 \text{ mm} \leq z \leq 165 \text{ mm}$ (Gl. 8.1.3) beziehungsweise $-0,2 \text{ rad} \leq \alpha \leq +0,2 \text{ rad}$, $-0,2 \text{ rad} \leq \beta \leq +0,2 \text{ rad}$, $-0,2 \text{ rad} \leq \gamma \leq +0,2 \text{ rad}$ (Gl. 8.1.5). Gemessen wird jeweils die unausgelenkte Ausrichtung $\alpha = 0 \text{ rad}$, $\beta = 0 \text{ rad}$, $\gamma = 0 \text{ rad}$ nachdem sie aus unterschiedlichen Winkelrichtungen $\alpha = \pm 0,2 \text{ rad}$, $\beta = \pm 0,2 \text{ rad}$, $\gamma = \pm 0,2 \text{ rad}$ angefahren wird. Dies wird für die inneren 27 Positionen des translatorischen Arbeitsraumes entsprechend Bild 8.12 durchgeführt. Bei montiertem Kameragewicht ($G1$) erfolgt die Berechnung der inversen Kinematik unter Anwendung des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens ($N5 - 15 - 0,0002$). Nach dem Ausgeben einer neuen Sollpose vom Messstand an die Manipulatorsteuerung wird vor dem Auslösen der Messung 3 Sekunden gewartet, so dass

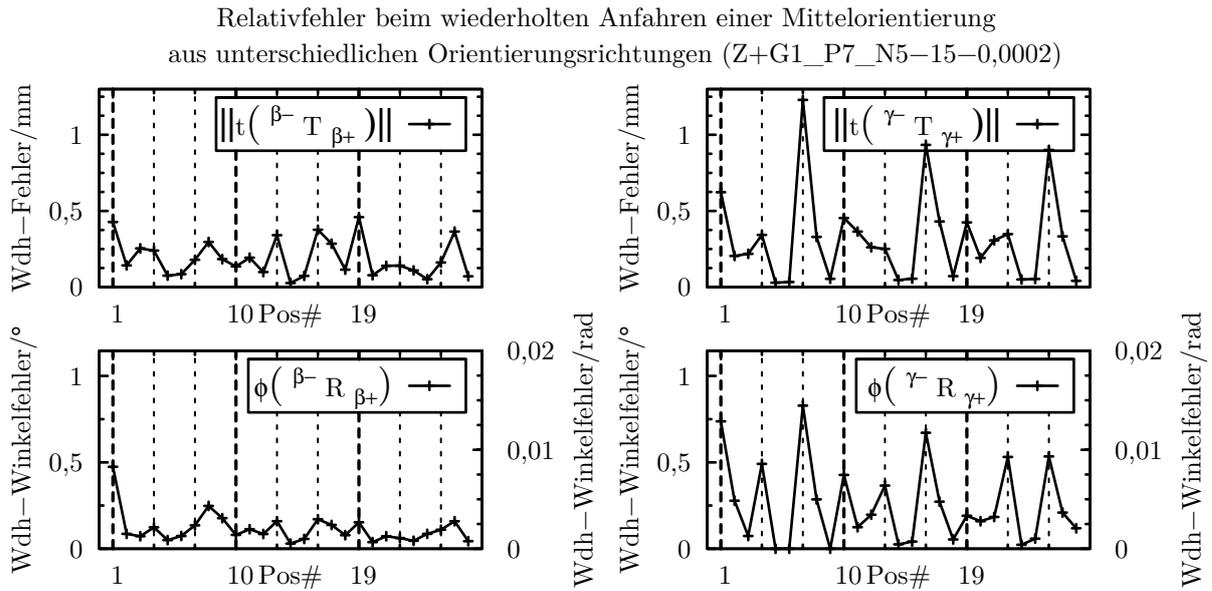


Bild 8.16: Auszug aus den aufgetretenen relativen Positionier- und Winkelfehler beim wiederholten Anfahren der Null-Ausrichtung aus unterschiedlichen extremalen Ausrichtungen (vollständiger Abdruck siehe Bild B.2, S. 128). Die Aufzeichnung der Messdaten erfolgte unter Verwendung des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens ($N5 - 15 - 0,0002$) bei montiertem Kameragewicht ($G1$). Dargestellt sind die EUKLIDISCHEN Normen $\|t(\beta^- T_{\beta+})\|$ und $\|t(\gamma^- T_{\gamma+})\|$ der Translationsanteile sowie die Winkel $\phi(\beta^- R_{\beta+})$, $\phi(\gamma^- R_{\gamma+})$ entsprechend der Achse-Winkel-Schreibweise der Transformationsmatrizen (Gl. 8.5), gemittelt über 5 Einzelmessungen. (Zu den verwendeten Bezeichnungen siehe auch Kapitel 8.1.3)

der Manipulator seine Endpose einnehmen kann und die Schwingung abgeklungen ist. Jeder Messdurchlauf wird 5 mal durchgeführt und während der Messdatenauswertung gemittelt.

Ergebnisse und Diskussion

Bild 8.16 zeigt einen Auszug aus den Messdaten mit dem kleinsten und größten berechneten Fehlerdiagramm. Der vollständige Satz Diagramme ist im Anhang in Bild B.2 (S. 128) abgedruckt. Dargestellt sind die EUKLIDISCHEN Normen $\|t(\beta^- T_{\beta+})\|$ und $\|t(\gamma^- T_{\gamma+})\|$ der Translationsanteile sowie die Winkel $\phi(\beta^- R_{\beta+})$, $\phi(\gamma^- R_{\gamma+})$ entsprechend der Achse-Winkel-Schreibweise (zum Beispiel Craig 2005, Kap. 2.8) der Transformationsmatrizen

$$\begin{aligned} \beta^- T_{\beta+} &= {}^{tcp,\beta^-} T_{base} \cdot {}^{base} T_{tcp,\beta+} \\ \gamma^- T_{\gamma+} &= {}^{tcp,\gamma^-} T_{base} \cdot {}^{base} T_{tcp,\gamma+} \end{aligned} \quad (8.5)$$

Mit $\alpha-$, $\alpha+$, $\beta-$, $\beta+$, $\gamma-$, $\gamma+$ werden die Richtungen bezeichnet, aus welcher die Messausrichtung angefahren wurde, entsprechend Kapitel 8.1.4. Ansonsten folgen die Bezeichnungen Kapitel 8.1.3 beziehungsweise Kapitel 8.1.4. Die Diagramm Daten sind über 5 Einzelmessungen gemittelt. Wie in Bild 8.14 ist eine, wenn auch schwächer ausgeprägte, qualitative Korrelation zwischen Relativ-Winkelfehler und Relativ-Positionsfehler zu erkennen.

Der Vergleich von Bild 8.14 und Bild 8.16 zeigt deutlich den Unterschied von Absolut- und Wiederholgenauigkeit von einer Größenordnung und somit den reproduzierbaren Einfluss der Belastung auf die Positioniergenauigkeit. Auch hier ist der Einfluss des Winkelfehlers auf den Positionierfehler durch die Korrelation der beiden zusammengehörigen Diagramme zu erkennen.

8.1.7 Fazit / Zusammenfassung und Schlussfolgerung

Abschließend sollen nun die Ergebnisse der durchgeführten Versuche zur Positioniergenauigkeit zusammengefasst werden sowie Ursachen und mögliche Verbesserungen am Manipulatorsystem aufgezeigt werden.

Ohne montiertem Kameragewicht beträgt die absolute Positioniergenauigkeit für die DELTA-Konfiguration 5 mm bis 10 mm, abhängig von der Ausrichtung des Manipulators im Raum (Bild 8.6). Die Gewichtskraft der Arbeitsplattform führt hierbei zu Antriebsbelastungen die zu einer Verschiebung führen. Qualitativ sind Ähnlichkeiten der Kurven der Positionierfehler und der Momentenbelastung der Hauptachsantriebe (Bild 8.7) erkennbar. Einen Einfluss der höheren Berechnungsgenauigkeit für die inverse Kinematik durch Anwendung des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens konnte für die hängende Montierung nicht festgestellt werden (Bild 8.9). Bei einer Abweichung der Positionierung mit und ohne Einsatz des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens von nahe null liegt die höchste Streubreite der Abweichungen bei 2 mm. Hingegen hat es einen erheblichen Einfluss, ob das Kameragewicht montiert ist oder nicht. Während (wiederum für die hängende Montierung) der Positionierfehler bei nicht eingesetztem NEWTON-RAPHSON-Verfahren größer ist bei nicht montiertem Kameragewicht (Streubreite bis zu 8 mm), ist dies mit NEWTON-RAPHSON-Verfahren umgekehrt, jedoch mit geringerem Betrag (Streubreite bis zu 6 mm). Der ermittelte Wiederholfehler für die hängende Montierung des Manipulators mit montiertem Kameragewicht und durchgeführtem NEWTON-RAPHSON-Verfahren (Bild 8.13) liegt im schlechtesten Fall bei bis zu 2,25 mm, im Vergleich zum schlechtesten Absolutfehler von 5 mm (in hängender Montierung ohne Kameragewicht). Diese Abweichung ist durch den identischen Belastungszustand bei gleicher Manipulatorpose zu erklären und wurde qualitativ so erwartet.

Mit dem Einsatz der bewegten Schwenkplattform zeigt sich eine deutliche Verschlechterung der Positioniergenauigkeit (bis zu 22 mm, Bild 8.14), untersucht in hängender Montierung mit montiertem Kameragewicht. Deutlich kann eine Korrelation zwischen Ausrichtungs- (bis zu 12° beziehungsweise $0,2$ rad) und Positionierfehler abgelesen werden, insbesondere bei $x = -25$ mm. Wie bei der DELTA-Konfiguration kann auch bei Verwendung der bewegten Schwenkplattform keine nennenswerte Verbesserung der Positioniergenauigkeit erreicht werden durch Einsatz des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens (Bild 8.15), insbesondere im Hinblick auf die großen Absolutfehler. Die ermittelten Streubreiten liegen bei 8,5 mm beziehungsweise $7,5^\circ$ ($0,15$ rad). Der höchste ermittelte Wiederholfehler bei montiertem Kameragewicht und durchgeführten NEWTON-RAPHSON-Verfahren beträgt 1,1 mm beziehungsweise $0,8^\circ$ ($0,015$ rad; Bild 8.16).

Als wichtige Ursache für die Positionierfehler konnte in Verbindung mit den Beobachtungen während der Versuchsdurchführung die Schwingungsneigung des Manipulators identifiziert werden. Ursache für die Schwingung ist die Anregung des elektro-mechanischen Systems durch die Regelung der Servoantriebe, insbesondere der Hauptachsantriebe. Es erfolgte keine Anpassung auf die charakteristischen mechanischen Parameter Masse (Träg-

heit) der bewegten Plattform (sowohl die starre als auch die bewegte Schwenkplattform), Steifigkeit vor Allem der Unterarme aus Kohlefaser-Rohren und der relativ geringen Reibung in den Kugelgelenken. Hierbei spielt insbesondere die Totbandregelung eine große Rolle. Dabei wird der Antriebsstellwinkel erst nachgeregelt, wenn er ein vom Hersteller fest eingestelltes Totband verlässt. Dies führt in Verbindung mit einem hohen p -Anteil zu starken, impulsförmigen Drehmomentänderungen an den Oberarmen. Die daraus folgende Beschleunigung der Arbeitsplattform bei nicht montiertem Kameragewicht resultiert im Überschwingen der Stellwinkel und einem entsprechenden Gegenregeln der Servoantriebe. Ist das Kameragewicht montiert, reicht das Drehmoment der Antriebe (meist) nicht aus um ein Überschwingen zu verursachen und die Antriebsstellwinkel werden (für eine Manipulatorpose) auf einer Seite des Totbandes eingeregelt. Trotzdem konnte eine schwache Anregung der Plattform durch die endliche Regelfrequenz der Digitalregler der Servoantriebe beobachtet werden. Auf mechanischer Seite kann dem Problem der Schwingungsneigung durch Verwendung höher übersetzter Getriebe begegnet werden. Dies führt zu geringeren Winkelgeschwindigkeiten der Abtriebswellen und damit zu einem besseren Reaktionsverhalten durch die endliche Regelfrequenz (geringeres Überschwingen). Gleichzeitig kann die elektrische Leistung der Antriebe (Motoren mit geringerer Leistung, Begrenzung des maximalen Stromes) gesenkt werden bei gleichbleibendem Abtriebsmoment. Geringere Winkelgeschwindigkeiten sind für Positionieraufgaben wie in diesem Falle nicht zwangsläufig von Nachteil, im Gegensatz zu Bewegungs- oder Transportaufgaben wie beispielsweise im industriellen Bereich für Verpackung und Sortierung von Gütern, einem für DELTA-Kinematiken verbreiteten Einsatzgebiet.

Weiterhin sind insbesondere konstruktive, fertigungs- und montagetechnische Gründe Ursache für die Positionierfehler. Ohne Untersuchung und Nachweis der Einflussgröße können folgende Faktoren genannt werden:

- exakte Lage der Antriebsachsen unbekannt durch Befestigung der Servoantriebe an den Schraubflanschen statt Lagerung der Abtriebswelle über angepasste Lagerpositionen
- kein Einsatz von Passungen zur exakten Definition der relevanten Bauteile
- exakte Abmessungen der kinematischen Elemente wie Ober-/Unterarme, Grundgestell, Arbeitsplattform, Lage der Kugelgelenke auf Oberarm/Arbeitsplattform
- Kalibrierung der Winkelstellungen der Antriebe
- Linearität der Achswinkel
- Größe des Totbandes der Antriebsregelungen

8.2 Experiment II: Dynamisches Verhalten der Delta-Konfiguration

In diesem Experiment werden die dynamischen Eigenschaften Endeffektor-Beschleunigung und -Geschwindigkeit ermittelt. Ziel ist die Charakterisierung des in Kapitel 6 und Kapitel 7 vorgestellten Aufbaus des Manipulatorsystems. Diese beiden Kennwerte erlauben eine Einschätzung, wie schnell eine neue Sollposition, abhängig vom zu verfahrenen Weg, eingenommen werden kann. Während dies im handgesteuerten Betrieb nur eine

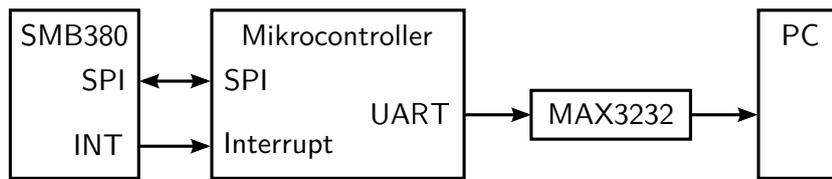


Bild 8.17: Aufbau des Beschleunigungsmesssystems (1. 3-Achs Beschleunigungssensor (SMB380, Bosch Sensortec GmbH, Reutlingen, Deutschland) 2. Messcontroller (ATmega168, Corporation, San Jose, USA), 3. RS232-Transceiver (MAX3232, Maxim Integrated Products, Sunnyvale, USA), 4. Protokoll-PC)

untergeordnete Rolle spielt, kann das dynamische Antwortverhalten interessant sein für den navigierten Betrieb. In diesem Fall gibt nicht ein Benutzer die Sollpositionen vor, sondern ein medizinisches Navigationssystem, ähnlich wie in Schauer u. a. (2003). Weiterhin soll ein messtechnischer Nachweis der Schwingungsneigung des Manipulatorsystems aus Kapitel 8.1 erbracht werden.

8.2.1 Versuchsaufbau

Zur Erfassung der dynamischen Eigenschaften des Manipulatorsystems wurde ein Aufbau zum Messen der Beschleunigungen der Arbeitsplattform realisiert (Bild 8.17). Zentraler Bestandteil hierbei ist der 3-Achs-Beschleunigungssensor SMB380 von Bosch Sensortec GmbH, Reutlingen, Deutschland (Bild 8.17.1). Dieser kann Beschleunigungen in drei Koordinatenachsen mit bis zu 3 kHz erfassen und 10 Bit auflösen. Abhängig von der Einstellung beträgt der Messbereich je Achsenrichtung $\pm 2\text{ g}$, $\pm 4\text{ g}$ oder $\pm 8\text{ g}$. Ein eingebauter, einstellbarer Tiefpassfilter erlaubt eine verminderte Abtastrate ohne der Verletzung des NYQUIST-SHANNON-Abtasttheorems. Über eine Interrupt-Leitung informiert er den Messcontroller (ATmega168, Corporation, San Jose, USA, Bild 8.17.2) über das Vorliegen neuer Messwerte, welche durch den Controller über die SPI-Schnittstelle abgefragt werden und über einen RS232-Transceiver (Bild 8.17.3) an einen Protokoll-PC (Bild 8.17.4) zur Aufzeichnung übermittelt werden.

Der Ablauf der Beschleunigungsmessung (Bild 8.18) ist auf ein Minimum reduziert, um die Messfrequenz zu maximieren. Nach dem Anlegen der Versorgungsspannung an das Beschleunigungsmesssystem initialisiert der Mikrocontroller die gesamte Hardware, insbesondere auch den Beschleunigungssensor. Zur Protokollierung und nachträglichen Verarbeitung der Messdaten werden diese Einstellungen über den UART (und dem RS232-Transceiver) an den PC übermittelt. Hierzu werden die zu übertragenden Daten in einen internen Puffer geschrieben und danach interruptgesteuert in das Datenregister des UART geschrieben um wiederum eine maximale Datenübertragungsrate zu erreichen. Unabhängig von den Einstellungen des Beschleunigungssensors (Messbereich, Grenzfrequenz Tiefpassfilter) erfasst er die Beschleunigungsinformationen mit 3 kHz. Die Datenrate der RS232-Schnittstelle reicht nicht aus, um die Messdaten mit 3 kHz zu übertragen. Für eine kontrollierte Reduktion der Samplefrequenz wird die Interrupt-Leitung des Sensors erfasst, welche nach jeder Aktualisierung der Messdaten gesetzt wird. Abhängig von der benötigten Abtastfrequenz wird nach jedem n . Setzen der Interrupt-Leitung die Messdaten ausgelesen. Im Gegensatz zu einem zeitgesteuerten Auslesen des Sensors ergibt sich hier

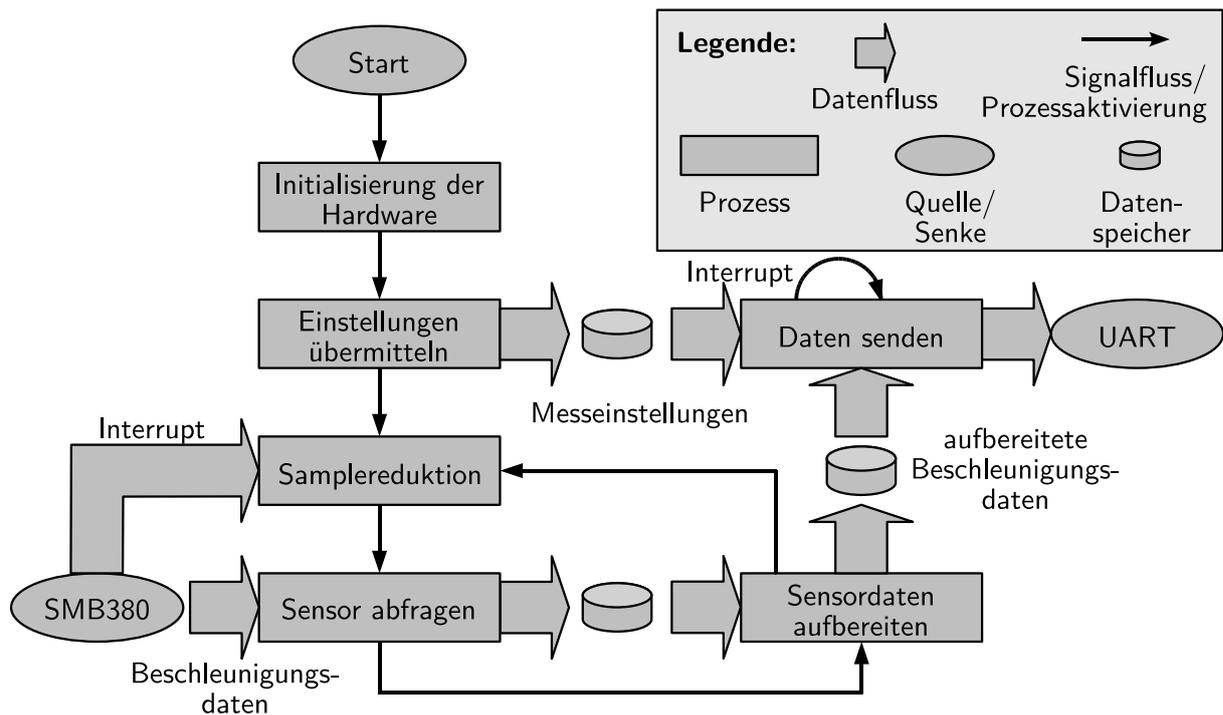


Bild 8.18: Schematische Darstellung des Ablaufes einer Beschleunigungsmessung.

keine Asynchronität des Zeitgebers des Mikrocontrollers und des Sensors. Es kann somit garantiert werden, dass exakt jeder n . Messwert übertragen wird. Abschließend erfolgt die Aufbereitung der Rohdaten zur Übertragung zum PC so dass gegebenenfalls verlorengangene Datenbytes erkannt werden. Geschrieben in einen Übertragungspuffer erfolgt das Senden zum PC interruptgesteuert.

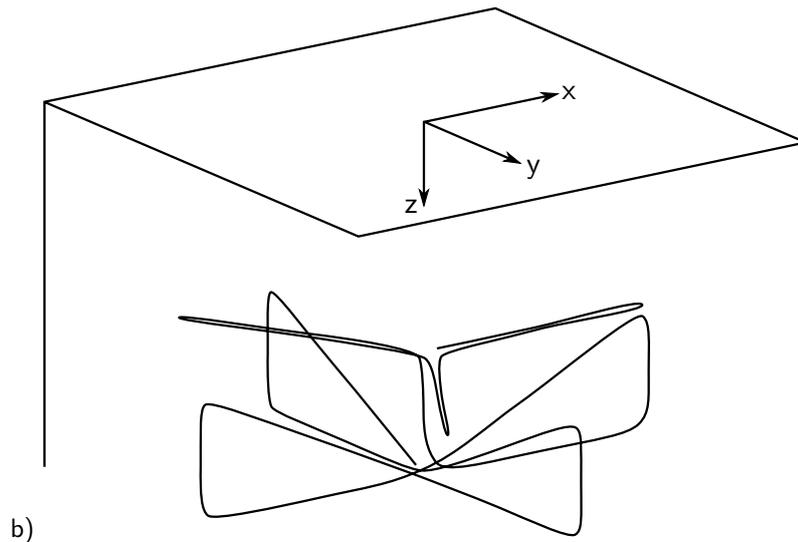
Wie in Kapitel 8.1 kommt die Entwicklerversion der Bedienkonsole zum Einsatz. Diese erhält eine Sequenz mit Manipulatorposen vom Manipulatormessstand, der in diesem Fall jedoch keine Messaufgabe übernimmt, sondern ausschließlich zur Fernsteuerung des Manipulators dient. Der Aufbau entspricht Bild 8.1 (S. 77), wobei der Steuer-PC ausschließlich zum Senden des Startbefehls zum Ausführen der Positioniersequenz dient, neben dem Aufzeichnen der Beschleunigungsmesswerte aus Bild 8.17.

8.2.2 Durchführung

Die Beschleunigungsmessung wurde am hängenden Manipulator ($Z+$) in DELTA-Konfiguration mit montiertem Kameragewicht ($G1$) durchgeführt. Auf Steuerungsseite war die NEWTON-RAPHSON-Näherung deaktiviert ($N0$). Befestigt wurde die Messplatte mit dem Beschleunigungssensor und dem Messcontroller durch Aufkleben auf der bewegten Arbeitsplattform mit den Messachsen parallel zum Manipulatorkoordinatensystem. Eine Kalibrierung auf die Parallelität der Koordinatensysteme fand nicht statt. Jedoch wurde beim Ausrichten des Manipulators vor der Messung darauf geachtet, dass die z -Achse des Beschleunigungssensors senkrecht nach unten zeigt, also die x - und y -Komponenten der Messwerte nahe Null lagen. Vorversuche ergaben, dass es notwendig ist, den Beschleunigungssensor im Messbereich $\pm 8g$ zu betreiben, da ansonsten bei einzelnen

Pos#	Zeit s	x mm	y mm	z mm	Pos#	Zeit s	x mm	y mm	z mm	Pos#	Zeit s	x mm	y mm	z mm
0	-0,7	0	0	115	7	4,2	0	0	165	13	8,4	0	0	165
1	0,0	50	0	115	8	4,9	50	0	165	14	9,1	0	50	165
2	0,7	0	0	115	9	5,6	50	0	115	15	9,8	0	50	115
3	1,4	-25	-43	115	10	6,3	0	0	165	16	10,5	0	0	165
4	2,1	0	0	115	11	7,0	-50	0	165	17	11,2	0	-50	165
5	2,8	-25	43	115	12	7,7	-50	0	115	18	11,9	0	-50	115
6	3,5	0	0	115						19	12,6	0	0	165

a)



b)

Bild 8.19: Trajektoriensequenz zur Messung der Beschleunigung der Arbeitsplattform in DELTA-Konfiguration (nach Silva u. a. 2005). a) Positionen in Manipulatorkoordinaten und relative Zeitpunkte der Ausgabe der Positionsdaten. b) Schematische Skizze der Sequenz.

Messwerten die Messbereich von $\pm 2g$ beziehungsweise $\pm 4g$ überschritten wird. Die Aufzeichnung der Beschleunigungsdaten erfolgte mit $\frac{1}{3}$ der nominellen Messfrequenz von 3 kHz (2700 Hz–3200 Hz, Bosch Sensortec GmbH, Reutlingen, Deutschland (2008)), also nominell 1 kHz. Um nicht gegen das NYQUIST-SHANNON-Abtasttheorem zu verstoßen wurde im Sensor der Tiefpassfilter mit der nominellen Grenzfrequenz von 375 Hz aktiviert.

Die durch den Manipulator abgefahrene Trajektorie ist an Silva u. a. (2005) angelehnt und Bild 8.19 zu entnehmen. Zwischen der Ausgabe von zwei Posen durch den Manipulatormessstand befand sich eine Pause von 0,7 s zum Sicherstellen dass die neue Pose vollständig angefahren wurde. Als Referenz für die Messauswertung ist in Bild 8.19 der Zeitpunkt der Ausgabe des Posensignals angegeben, bezogen auf das erste Posensignal. Das Anfahren der Ausgangslage Pos#0 wird nicht betrachtet, da die Startpose des Manipulators nicht bekannt war.

Der Messablauf gestaltete sich folgendermaßen: Nach dem Aufbauen des Manipulatorsystems, des Beschleunigungsmesssystems und des Manipulatormessstandes erfolgte im ausgeschalteten Zustand eine möglichst exakte Ausrichtung der Arbeitsplattform, so dass die x - und y -Messwerte idealerweise null liefern und z maximal beziehungsweise idealerwei-

se 1 g anzeigt. Hierzu wurden die Messwerte (mit niedrigerer Messfrequenz) am Steuer-PC angezeigt und der Manipulator über das Kugelgelenk ausgerichtet. Nach dem Einschalten des Messstandes und des Manipulators wurde möglichst kurz nach dem Start der Beschleunigungsmessung auch die Trajektoriensequenz über den Manipulatormessstand gestartet. Mit dem Ende der Sequenz wurde die Aufzeichnung der Beschleunigungswerte beendet und die Daten gespeichert. Die Messwerte vor dem Anfahren von Pos#1 werden verworfen. Auf eine Mittelung mehrerer Messungen wurde verzichtet, da bedingt durch die Schwingungsneigung eine Überlagerung mehrerer Messkurven eine starke digitale Filterung notwendig gemacht hätte und die Aussagekraft darunter gelitten hätte.

8.2.3 Ergebnisse und Auswertung

Bild 8.20 stellt die Messergebnisse getrennt für die x -, y - und z -Achse dar. Neben den Beschleunigungswerten a sind auch die daraus durch numerische Integration nach dem Trapezverfahren (z. B. Råde u. a. 1997) abgeleiteten Geschwindigkeiten v und Wege s abgebildet. Um das Messrauschen zu dämpfen wurde vor dem Integrieren der Beschleunigungswerte ein gleitender Mittelwertfilter über 100 Werte angewandt. Zur Minimierung der Drift insbesondere in den Wegdiagrammen durch die (zweifache) Integration wurde auf die Beschleunigungswerte ein Offset-Vektor $\Delta a = (-0,015, +0,232, +10,363)^T$ aufaddiert. In der z -Komponente muss zusätzlich die Erdbeschleunigung kompensiert werden. Die Ermittlung der Offset-Werte erfolgte experimentell mit dem Ziel der Erzeugung eines möglichst ausgeprägten Wegdiagrammes, da hier durch die zweifache Integration der Offset-Fehler am deutlichsten zu Tage tritt. In Bild 8.21 wurden die Komponenten der Beschleunigungswerte aus Bild 8.20 durch Bildung der EUKLIDISCHEN Norm zusammengefasst („*Summen-Beschleunigung*“), wobei das Vorzeichen entsprechend der Summe der Komponenten gesetzt wurde. Die Summen-Geschwindigkeit ergibt sich aus der Integration der Summen-Beschleunigung. Auf die Darstellung des zusammengefassten Wegdiagrammes wurde verzichtet, da durch die hohe Drift in den Komponentendiagrammen keine aussagekräftige Abbildung möglich war. Eine zusätzliche Hochpass-Filterung führte zu keiner Verbesserung der Drift ohne eine erhebliche, nicht akzeptable Veränderung der Kurvenverläufe. Vertikale Linien in den Diagrammen im 0,7 s-Abstand deuten den Zeitpunkt an, an der die Ausgabe einer neuen Manipulatorpose erfolgte und mit Bild 8.19 verglichen werden kann. Während der Messung erfolgte jedoch *keine* Synchronisierung der Beschleunigungsdaten mit der Trajektoriensequenz, so dass diese Hilfslinien nachträglich auf die Messkurve ausgerichtet wurden.

Aus Bild 8.20 und Bild 8.21 ist eine Spitzen-Beschleunigung von etwa 12 m/s^2 ($\approx 1,2 \text{ g}$) und eine Spitzengeschwindigkeit von $1,2 \text{ m/s}$ ablesbar. Sehr Auffällig sind in allen Diagrammen die Schwingung der Endeffektorplattform zu erkennen, die das Nutzsignal von Beschleunigung und Geschwindigkeit überlagert, so dass eine Auswertung des Wegsignals am aussagekräftigsten erscheint und eine Amplitude von etwa 10 mm bis 20 mm ablesen lässt. Die Positionssprünge beim Verfahren der Arbeitsplattform sind als lokale große Gradienten erkennbar, überlagert vom Driften mit wechselndem Vorzeichen, so dass sich global eine sinusähnliche Kurve ergibt, insbesondere für die x - und y -Komponenten.

Das Driften der Wegsignale erlaubt keinen direkten Wegvergleich mit der Trajektoriensequenz aus Bild 8.19. Statt dessen müssen die Wegsprünge bei Einnehmen einer neuen Pose betrachtet werden, also die Differenz des Wegwertes unmittelbar nach und vor dem Verfahren der Arbeitsplattform. Die beste Korrelation zwischen der (theoretischen)

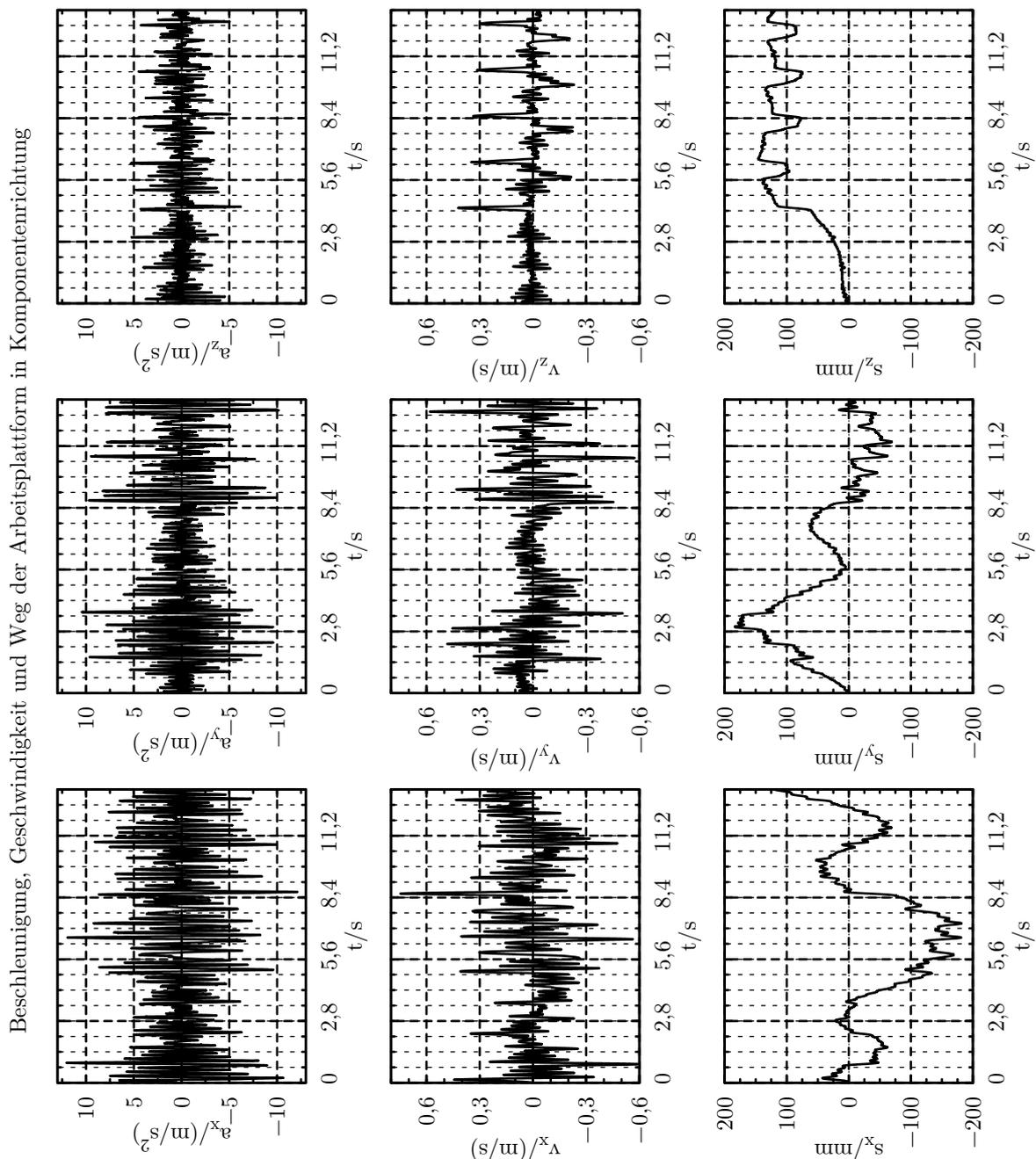


Bild 8.20: Beschleunigung a , Geschwindigkeit v und Weg s der Arbeitsplattform in Koordinatenrichtung bei Abfahren der Trajektoriensequenz aus Bild 8.19. Aufbau: DELTA-Konfiguration, hängende Montierung ($Z+$), montiertes Kameragewicht ($G1$), keine Anwendung des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens ($N0$). Die Geschwindigkeits- und Wegkurven sind aus den Beschleunigungswerten durch numerische Integration nach dem Trapezverfahren (z. B. Råde u. a. 1997) berechnet. Um die Drift des Wegwertes klein zu halten wurde der Offset-Vektor $\Delta a = (-0,015, +0,232, +10,363)^T$ auf die Beschleunigungswerte addiert und zum Senken des Signalrauschens vor der Integration ein gleitender Mittelwert über 100 Werte auf die Beschleunigungswerte angewandt.

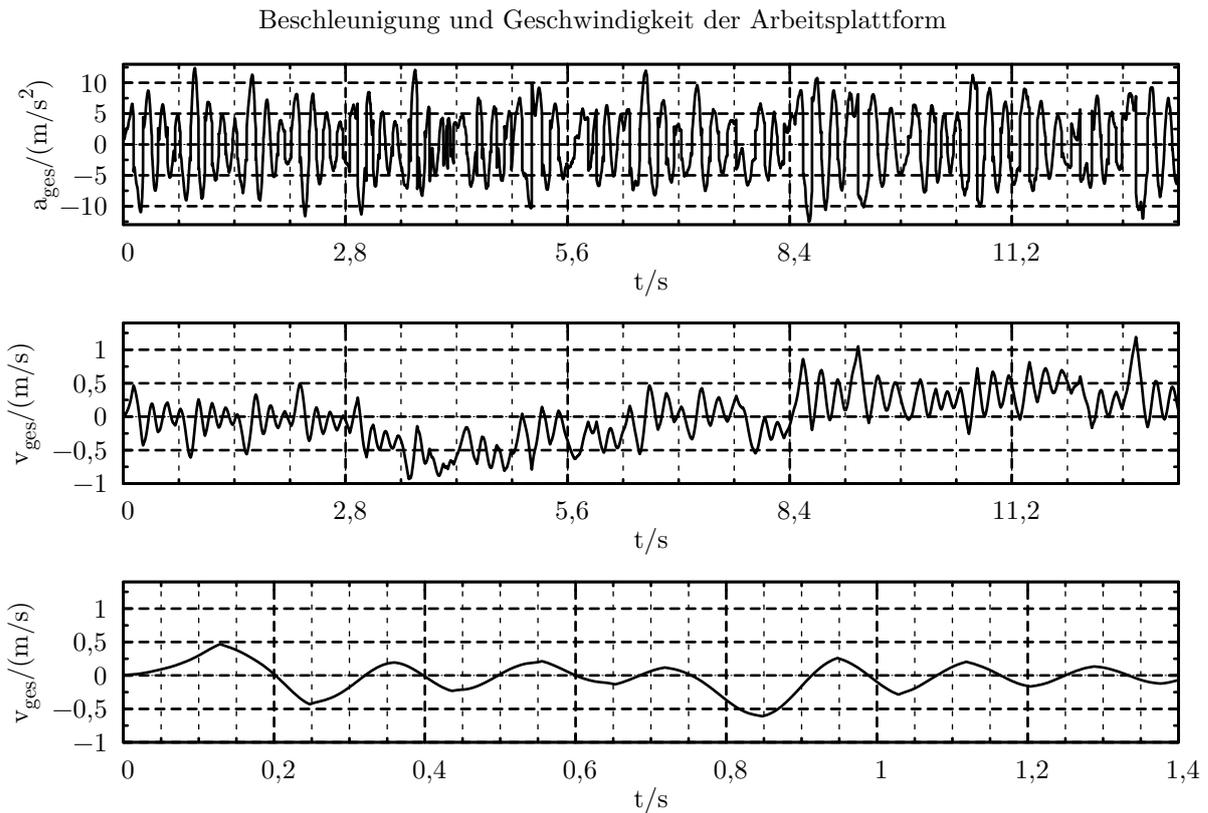


Bild 8.21: Beschleunigung a und Geschwindigkeit v der Arbeitsplattform bei Abfahren der Trajektoriensequenz aus Bild 8.19. Die Messdatenverarbeitung erfolgte identisch mit Bild 8.20. Zusätzlich wurden die Komponentenrichtungen durch Bildung der EUKLIDISCHEN Norm zusammengefasst. In der Detailansicht des Geschwindigkeitsdiagrammes ist die Schwingung des Manipulators ablesbar.

Trajektoriensequenz und den gemessenen (beziehungsweise durch Integration aus den Beschleunigungswerten ermittelten) Wegsignalen besteht für die z -Achse. In diesem Fall ist die Drift (auch bedingt durch die experimentellen Offset-Werte) relativ klein und nur einer kleinen Schwankung unterworfen. Hierbei sind die Wegsprünge stets in der Größenordnung von den theoretischen 50 mm aus der Trajektoriensequenz. Bei der x -Achse (ab $t > 8,6$ s) und der y -Achse ($3,7$ s $< t \leq 9,1$ s) ist eine Schwingung im Wegsignal erkennbar, obwohl keine theoretische Wegänderung in den genannten Zeitbereichen beziehungsweise Pos# erfolgte. Diese Änderungen in der Drift sind auch in den übrigen Bereichen der x - und y -Wegsignale als Überlagerung des Nutzsignals erkennbar. Nichtsdestotrotz sind in den meisten Fällen ein Wegsprung in der Größenordnung der theoretischen Trajektoriensequenz ablesbar. Hierdurch lässt sich folgern, dass die Größenordnung zumindest der *differentiellen* Beschleunigungs- und Geschwindigkeitssignale eine akzeptable Genauigkeit für die Ermittlung der dynamischen Eigenschaften aufweist. Für eine weitergehende Auswertung der Beschleunigungswerte wäre genau zu überprüfen, ob der verwendete Messaufbau den erforderlichen Genauigkeitsansprüchen genügt. Bild 8.21 erlaubt das Ablesen der Periodendauer der Schwingung zu $T \approx 0,19$ s, entsprechend einer Schwingungsfrequenz von $f \approx 5,3$ Hz.

Die Wegsignale aus Bild 8.20 lassen ein grobes Abschätzen der Schwingungsamplitude zu $A \approx 10\text{ mm}$ zu. Eine genauere Bestimmung der Amplitude erfordert die räumliche Auswertung der (driftarmen) Wegsignale unter Bildung der EUKLIDISCHEN Norm.

8.3 Experiment III: Watchdog und Steuerung

In diesem Experiment werden die Eigenschaften des Watchdogs und der Manipulatorsteuerung untersucht. Auf Seiten des Watchdogs soll ermittelt werden, ob dieser wie erwartet den Steuerungs-Controller in Reset versetzt, wenn eine der überwachten Signale (Versorgungsspannungen, Watchdog-Signal, Servo-PWM) die Betriebsgrenzen verlässt. Bei der Manipulatorsteuerung werden die Berechnungszeiten der einzelnen Schritte der EVA (Eingabe, Verarbeitung, Ausgabe) betrachtet. Zunächst wird der allgemeine, für die Teilversuche identische, Versuchsaufbau beschrieben. Anschließend werden für die Teilversuche getrennt die jeweiligen spezifischen Durchführungsbedingungen dargelegt mit darauffolgender Beschreibung der Versuchsergebnissen und deren Diskussion.

8.3.1 Versuchsaufbau und allgemeiner Messablauf

Alle nachfolgenden Versuche werden mit abgeklemmten Servoantrieben durchgeführt, da diese nicht notwendig sind, der Manipulator Schaden nehmen kann (Überwachung der Servo-PWM-Signale) oder auch die Versuchsauswertung erschwert (Versorgungsspannung Servoantriebe). Die Verwendung der Entwicklerversion der Bedienkonsole aus Kapitel 8.1 und Kapitel 8.2 erlaubt das einfache Abgreifen der notwendigen Spannungssignale. Dies erfolgt durch ungeschirmte Messleitungen MKL0.64/25-0.25 von Hirschmann (Belden Electronics GmbH, Schalksmühle, Deutschland) und den dazugehörigen Klemm-Prüf-Spitzen MICRO-KLEPS an einem Oszilloskop des Typs TDS 5034 von Tektronix, Inc. (Beaverton, OR, USA). Ungeschirmte Messleitungen werden als ausreichend erachtet, da die höchste zu erwartende Grundfrequenz in der Größenordnung von 300 Hz (ohne Nachweis, Motorstromregelfrequenz) ist und die relevanten auftretenden Oberschwingungen weit unterhalb von 10 kHz liegen werden. Aus diesem Grund wird davon ausgegangen, dass elektromagnetische Einstreuungen sowie Dämpfungen und Reflexionen durch nicht angepasste Messleitungsimpedanzen im Rahmen dieser Versuche keine Rolle spielen werden. Auf dem jeweils zu untersuchenden Mikrocontroller (Watchdog, Steuerungs-Controller) wird die reguläre Software aus Kapitel 7 ausgeführt, gegebenenfalls ergänzt um zusätzliche Ausgangssignale zur messtechnischen Erfassung, die keinen relevanten Einfluss auf die Datenverarbeitung haben (Steuerungs-Controller).

Allgemein stellt sich der Messablauf folgendermaßen dar: Im ausgeschalteten Zustand werden die Messleitungen des Oszilloskops an die zu erfassenden Signalanschlüsse angeklemt und am Oszilloskop die erforderlichen Einstellungen durchgeführt, insbesondere Messfrequenz, Aufzeichnungsdauer und Spannungsmessbereich sowie gegebenenfalls die Triggerbedingungen zum Anhalten der Messaufzeichnung. Die genauen Einstellungen sind versuchsabhängig und werden jeweils bei den Teilversuchen aufgeführt. Während der Messwertaufzeichnung erfolgt keine Filterung mittels gleitenden Mittelwert. Falls notwendig findet dies im Nachhinein während der Datenauswertung statt. Weiterhin werden bei der Vermessung des Watchdogs Vorbereitungen zum Provozieren der zu untersuchenden Fehler getroffen, die ein Rücksetzen des Steuerungs-Controllers zur Folge hat (siehe jeweiliger Teilversuch). Nach dem Starten der Programmausführung in den Controllern

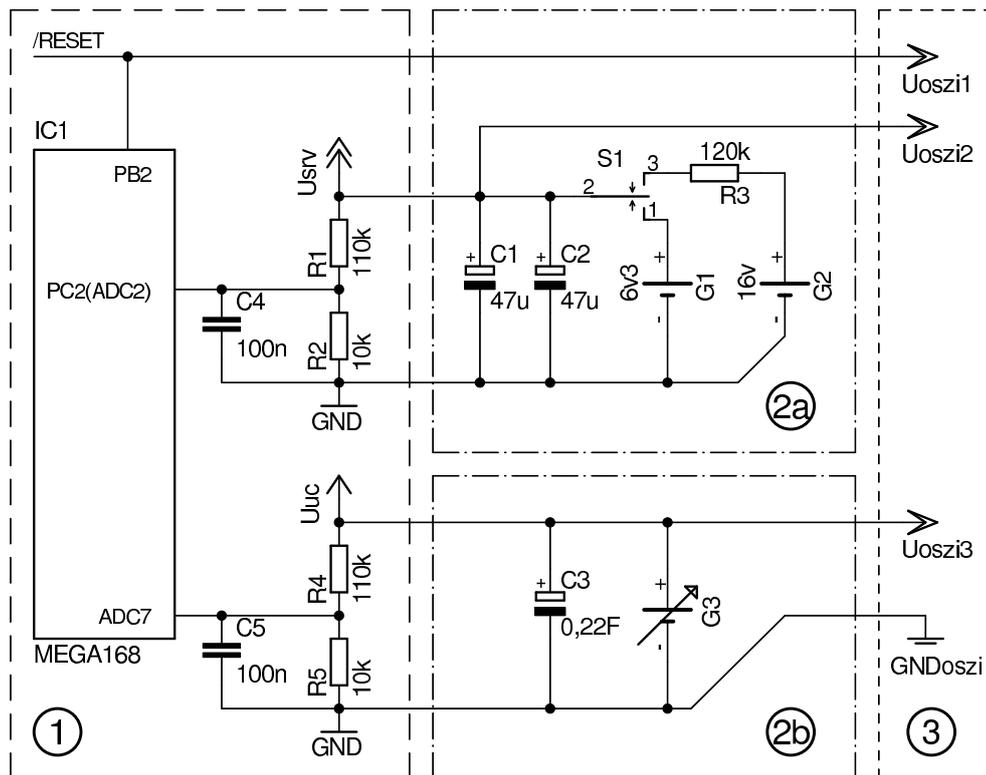


Bild 8.22: Aufbau zur Ermittlung der Abschaltsschwellen des Manipulatorsystems bei Verlassen der erlaubten Betriebsbereiche der Versorgungsspannungen U_{srv} und U_{uc} . 1. Ausschnitt Bedienkonsole: Watchdog-Controller mit Spannungsteiler; 2. Aufbau zur Messung der Abschaltsschwellen für 2a. U_{srv} und 2b. U_{uc} ; 3. Messspannungen am Oszilloskop.

erfolgt die Datenaufzeichnung durch das Oszilloskop und gegebenenfalls die Provozierung des zu untersuchende Fehlerstatus. Im Anschluss werden die aufgezeichneten Messdaten von Oszilloskop ausgelesen, aufbereitet (gefiltert) und zur Auswertung in einer Messkurve dargestellt.

8.3.2 Überprüfung der Versorgungsspannungsüberwachung

Ziel dieses Teilversuchs ist zu ermitteln, ob der Watchdog-Controller den Steuerungs-Controller bei Unter- oder Überschreiten der zulässigen Versorgungsspannung für die Bedienkonsole oder die Servoantriebe zurücksetzt und somit den Manipulator in einen sicheren Zustand versetzt.

Durchführung

Aufbauend auf Kapitel 8.3.1 werden in diesem Teilversuch die Spannung der $/Reset$ -Leitung des Steuerungs-Controllers, geschaltet durch den Watchdog, sowie die jeweils überprüfte Controller- (U_{uc}) beziehungsweise Servo-Versorgungsspannung (U_{srv}) mit dem Oszilloskop aufgezeichnet. In Bild 8.22 ist der schematische Aufbau skizziert mit einem

Auszug aus dem Schaltungsaufbau der Bedienkonsole (1). Zur Provozierung des Fehlers unterscheiden sich die Beschaltungen für U_{uc} und U_{srv} . Die zu vermessende Servo-Versorgungsspannung wird, auf Grund der nicht angeschlossenen Servoantriebe, im Wesentlichen durch den Spannungsteiler aus R1 und R2 belastet und durch zwei parallelgeschaltene $47\ \mu\text{F}$ -Kondensatoren gepuffert. Zur Bestimmung der unteren Schaltschwelle werden die Kondensatoren mit S1 (Bild 8.22.2a) auf $6,3\ \text{V}$ aufgeladen und die Messung gestartet. Hierzu wird das Oszilloskop (Bild 8.22.3) eingestellt auf eine Messfrequenz von $50\ \text{Hz}$ über $40\ \text{s}$ bei kontinuierlicher Aufzeichnung (keine Triggerung) sowie einer vertikalen Spitze-Spitze-Auflösung von $20\ \text{Vpp}$. Die Versorgungsspannung für die Mikrocontroller beträgt feste $U_{uc} \approx 5\ \text{V}$. Durch Öffnen des Schalters werden die Kondensatoren über den Spannungsteiler mit der Zeitkonstante $\tau = RC \approx 11\ \text{s}$ entladen. Es wird erwartet, dass bei Unterschreiten der Schaltschwelle, nominell $5,0\ \text{V}$, die /Reset -Leitung des Steuerungs-Controllers von nominellen $5\ \text{V}$ (logisch 1) auf $0\ \text{V}$ (logisch 0) geändert und so der Steuerungs-Controller zurückgesetzt wird. Mit dem Zurücksetzen des Steuerungs-Controllers wird die Messwertaufzeichnung des Oszilloskops manuell angehalten. Die Ermittlung der oberen Schaltschwelle erfolgt entsprechend. Mit dem Schließen des Schalters S1 werden die Kondensatoren über den Serienwiderstand R3 auf maximal $16\ \text{V}$ aufgeladen und die Messwertaufzeichnung manuell eingeleitet. Die Programmausführung des Watchdogs wird erst mit Erreichen der unteren Schwellenspannung $U_{srv} = 5\ \text{V}$ gestartet, um ein vorzeitiges Auslösen des Reset zu vermeiden. Angehalten wird die Aufzeichnung wiederum nach dem Rücksetzen des Steuerungs-Controllers, bei nominell erwarteten $7,0\ \text{V}$.

Die Stromaufnahme der Manipulatorsteuerung ist so hoch, dass das Vorgehen zur Ermittlung der Schaltschwellen für U_{srv} für U_{uc} nicht praktikabel ist. Aus diesem Grund findet hier ein einfacherer Aufbau Anwendung: U_{uc} wird manuell über ein Labornetzteil eingestellt (Bild 8.22.2b). Zu Beginn des Versuchs wird U_{uc} auf $5\ \text{V}$ eingestellt. Das Oszilloskop ist auf $5000\ \text{Samples}$ über $10\ \text{s}$ eingestellt, wiederum bei kontinuierlicher Aufzeichnung ohne Triggerung. U_{srv} ist fest auf $6\ \text{V}$ eingestellt. Zur Ermittlung der unteren (oberen) Schaltschwelle wird von Hand die Spannung am Labornetzteil langsam gesenkt (erhöht) bis zum Zurücksetzen des Steuerungs-Controllers. Das Anhalten der Messwertaufzeichnung erfolgt manuell. Als untere Schaltschwelle wird $4,5\ \text{V}$, als obere $5,5\ \text{V}$ erwartet.

Ergebnisse und Diskussion

Bild 8.23 zeigt die Messergebnisse in der Umgebung des Ausschaltzeitpunktes, gefiltert mit einem gleitenden Mittelwert über 4 Werte. Im oberen Teil der Diagramme ist jeweils die überwachte Spannung dargestellt, im unteren Drittel die /Reset -Leitung. Die Spannung zum Ausschaltzeitpunkt ist jeweils angegeben.

Grundsätzlich ist zu erkennen, dass der Abschaltzeitpunkt in der erwarteten Größenordnung liegt. Jedoch erfolgt die Abschaltung für U_{srv} unterhalb und für U_{uc} oberhalb der eingestellten Schwelle. Dies ist in erster Linie auf die verwendeten Widerstände für die Spannungsteiler R1/R2 und R4/R5 in Bild 8.22 mit einer Toleranz von $5\ \%$ zurückzuführen. Je nach Toleranzlage ergibt sich ein etwas unterschiedlicher Teilungsfaktor. Für eine genauere Fehlerbestimmung und -bewertung ist das eingesetzte Messverfahren nicht ausreichend. Hierzu müssten mehr als zwei Messpunkte aufgenommen werden sowie stochastische Fehler durch mehrfache Messung minimiert werden. Im vorgesehenen Einsatzfall wäre jedoch eine einmalige Kalibrierung der Schaltschwellen ausreichend, entweder manuell iterativ mit dem

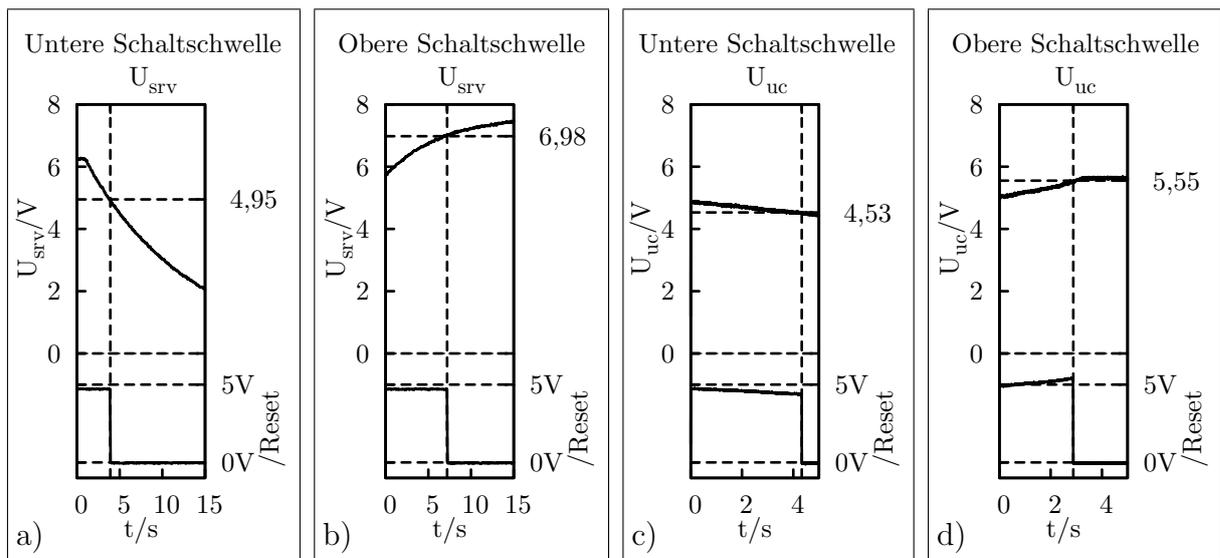


Bild 8.23: Schwellen zum Abschalten des Steuerungs-Controllers durch den Watchdog bei Verlassen der erlaubten Versorgungsspannungsbereichen von U_{uc} und U_{srv} . Der Steuerungs-Controller wird durch einen 0V-Pegel am $/Reset$ -Anschluss zurückgesetzt sowie der Manipulator in einen sicheren Zustand versetzt (Achsen blockiert). Im oberen Teil der Diagramme ist die überwachte Versorgungsspannung U_{uc} beziehungsweise U_{srv} dargestellt, im unteren die Spannung am $/Reset$ -Anschluss des Steuerungs-Controllers. a) Untere und b) obere Abschaltschwelle U_{srv} ; c) untere und d) obere Abschaltschwelle U_{uc} .

vorgestellten Verfahren oder auch automatisch mit einem Lernalgorithmus und geeigneten Referenzspannungen.

8.3.3 Überprüfung der Pulsweitenüberwachung

Ziel dieses Teilversuchs ist zu ermitteln, ob der Watchdog-Controller den Steuerungs-Controller zurücksetzt, wenn (mindestens) eines der Servo-PWM-Signale oder das Watchdog-Signal den zulässigen Pulslängenbereich verlässt.

Durchführung

Ausgehend von Kapitel 8.3.1 werden in diesem Teilversuch jeweils die Spannung der $/Reset$ -Leitung des Steuerungs-Controllers und das zu überprüfende Signal mit dem Oszilloskop aufgezeichnet. Während auf dem Watchdog-Controller die Standard-Software der Bedienkonsole ausgeführt wird, kommt auf dem Steuerungs-Controller eine Variante der Software zum Kalibrieren der Servoantriebe zum Einsatz. Diese erlaubt es, die Pulsdauer des zu untersuchenden Signals mit einem Joystick zu ändern. Ist der Joystick nach oben (unten) ausgelenkt, so wird die Pulsdauer mit fester Frequenz (10 Hz) um einen Schritt erhöht (gesenkt). Die vertikale Spannungsaufösung des Oszilloskops beträgt für das zu vermessende Signal 40 Vpp und für $/Reset$ 100 Vpp. Auf der Zeitachse beträgt die Messfrequenz bei den Servo-PWM-Signalen 500 kHz über 40 ms, beim Watchdog-Signal

50 kHz über 100 ms. Die Triggerung ist auf das */Reset*-Signal eingestellt mit Einzelauslösung bei fallender Flanke. Somit wird die Messwertaufzeichnung automatisch durch das Oszilloskop angehalten, sobald der Steuerungs-Controller zurückgesetzt wird. Nachdem diese Vorbereitungen getroffen sind wird das zu vermessende Signal durch Auslenken des Joysticks in gewünschter Richtung geändert. Der Joystick wird so lange in ausgelenkter Stellung gehalten, bis das Oszilloskop die Triggerbedingung erkennt, also das Zurücksetzen des Steuerungs-Controllers, und das Bild einfriert. Nun ist auf dem Oszilloskopbild die fallende Flanke des */Reset*-Signals, sowie der gesamte letzte Puls, der zum Zurücksetzen des Steuerungs-Controllers geführt hat. Diese Messdaten werden zur weiteren Verarbeitung abgespeichert. Aufgrund der Programmierung wird das Zurücksetzen des Steuerungs-Controllers bei einem Watchdog-Signal unter 24 ms beziehungsweise über 36 ms, sowie bei den Servo-PWM-Signalen unter 0,7 ms beziehungsweise über 2,4 ms erwartet.

Ergebnisse und Diskussion

Bild 8.24 zeigt die (a) untere und (b) obere Schaltschwelle des Watchdog-Signals sowie exemplarisch das Ergebnis des 4. Servo-PWM-Signals (c, d), welcher mit die schlechtesten Ergebnisse lieferte. Bild B.3 (S. 129) können die Diagramme aller 8 Servo-PWM-Signale entnommen werden. Hierbei sind jeweils die vermessenen Signale über dem */Reset*-Signal dargestellt, wobei die steigende Flanke des vermessenen Signals zum Zeitpunkt 0 s erscheint, um das Ablesen der Pulsdauer zu vereinfachen. Aus diesem Grund enden viele Diagramme vorzeitig. Die Diagramme zum Watchdog-Signal wurden mit einem gleitenden Mittelwert über 10 Werte, die Servo-PWM-Signale über 50 Werte gefiltert. Zu erkennen ist, dass das Rücksetzen des Steuerungs-Controllers weitestgehend in der richtigen Größenordnung bezogen auf den vermessenen Parameter erfolgt (siehe auch Bild B.3), wobei die Fehler vor Allem bei den kurzen Pulslängen auftreten, also an der unteren Schaltschwelle. Auffällig sind die zwei Pulse des Watchdog-Signals in Bild B.3a, wobei der zweite deutlich kürzer als der erste ist und die fallende Flanke zeitgleich mit der von */Reset* auftritt.

Auf Seiten der Servo-PWM-Signale beträgt der maximaler Fehler etwa 0,02 ms, entsprechend 3 % bezogen auf die untere Schaltschwelle. Bezogen auf die obere Schaltschwelle konnte im Rahmen der Mess- und Darstellungsgenauigkeit kein Fehler ausgemacht werden. Diese geringen Abweichungen sind im Rahmen einer Notabschaltung akzeptabel. Es ist davon auszugehen dass bei Auftreten eines kritischen Fehlers (Hardwarefehler/-defekt, sicherheitsrelevanter Softwarefehler wie z. B. Heap-, Stack- oder Pufferüberlauf) die Pulsdauern extremen Änderungen unterworfen sind. Eine genauere Überprüfung der Signale wäre erforderlich bei redundant ausgelegten Steuerungssystemen, bei denen mehrere Teilsysteme aus identischen Eingangsdaten über unterschiedliche Algorithmen die gleichen Ausgangsdaten berechnen und per Mehrheitsentscheid das korrekte Signal weiterverarbeitet wird. Der Fehler bei dem Watchdogsignal beträgt etwa 0,8 ms, ungefähr 1,5 Größenordnungen mehr als bei den Servo-PWM-Signalen, bei gleicher, mikrosekundengenauer, Auflösung der Pulsdauerberechnung. Obwohl ein anderer Algorithmus eingesetzt wird, ist die Signalabtastrate und Überprüfungsfrequenz identisch mit den Servo-PWM-Signalen. Der zweite, kürzere Puls in Bild 8.24.a wird durch durch das Zurücksetzen des Steuerungs-Controllers durch den Watchdog unterbrochen. Dies ist daran zu erkennen, dass die fallenden Flanken des Watchdog- und */Reset*-Signals exakt zeitgleich auftreten, sowie ausgehend von der Implementierung auf dem Steuerungs-Controller dürfte ein Pulsweitensprung von 7,5 ms nicht auftreten.

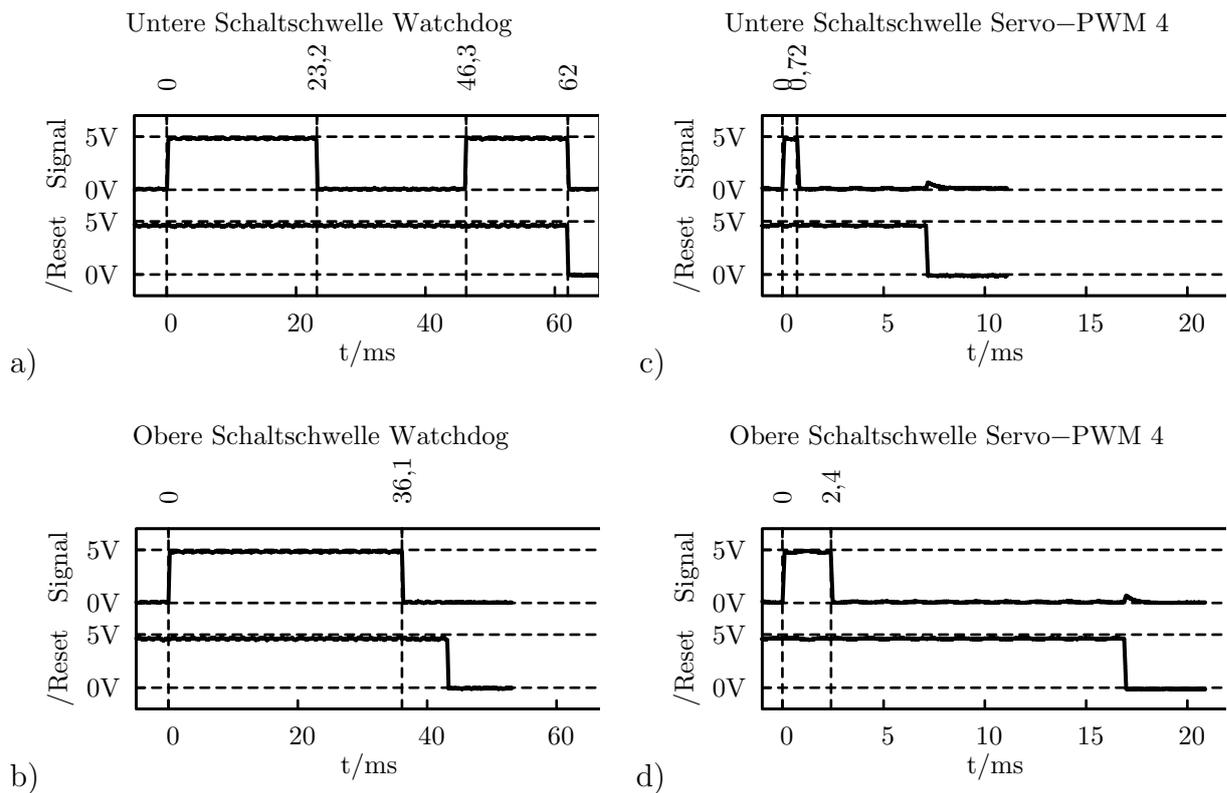


Bild 8.24: Obere und untere Abschaltsschwellen des Steuerungs-Controllers. a), b) für das Watchdog-Signal und c), d) das 4. Servo-PWM-Signal. Die Diagramme aller 8 Servo-PWM-Signale ist Bild B.3 (S. 129) zu entnehmen.

8.3.4 Berechnungsdauer Steuerung

Ziel dieses Teilversuchs ist die Bestimmung der Berechnungszeiten der einzelnen Schritte der EVA der Hauptschleife der Manipulatorsteuerungssoftware.

Durchführung

In diesem Teilversuch werden zwei normalerweise unbenutzte digitale Anschlüsse überwacht. Die Standard-Steuerungssoftware wird ergänzt durch die Ansteuerung dieser Ausgänge (Bild 8.25). Das erste Signal, *DUR1*, ist auf logisch 1 gesetzt, solange EVA durchgeführt wird und wird auf logisch 0 gesetzt, bevor die Wartezeit bis zum Beginn eines neuen Verarbeitungszyklus beginnt. *DUR2* dient in Verbindung mit *DUR1* zur Unterscheidung der einzeln betrachteten Verarbeitungsschritte Analogeingänge einlesen (Joystick-Signale), Digital-Eingänge einlesen (Schalterstellungen), Verarbeitung der Eingabedaten, Schreiben der Servo-PWM-Werte und Ausgabe der Digital-Ausgänge (Leuchtdioden). Ohne Nachweis wird davon ausgegangen, dass keine signifikante Verlängerung der Berechnungsdauer durch die zusätzlichen Maschinenbefehle entsteht. Konservativ geschätzt ohne Analyse des Maschinencodes wird geschätzt, dass das Setzen eines Ausganges nicht mehr als 50 Prozessor-takte benötigt. Pro Berechnungszyklus werden die beiden Signale insgesamt 7mal gesetzt (zu Beginn wird *DUR1* auch auf logisch 0 gesetzt um einen definierten Ausgangszustand zu

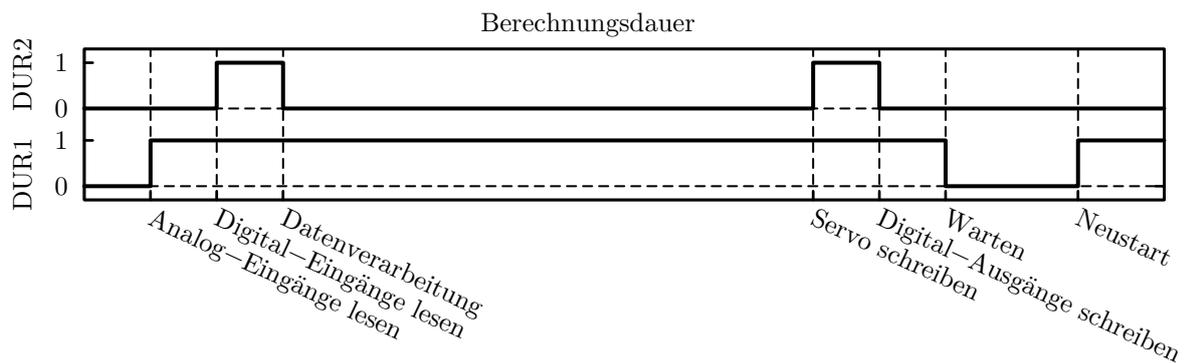


Bild 8.25: Abfolge der Signale zur Messung der Berechnungsdauer der Manipulatorsteuerung. Ein Spannungspegel von 5 V auf *DUR1* zeigt an, dass die Datenverarbeitung läuft, während 0 V das Warten auf einen erneuten Durchlauf signalisiert. *DUR2* dient zum Unterscheiden der einzelnen Verarbeitungsschritte der EVA.

definieren). Bei einer Taktfrequenz von 16 MHz ergibt sich für einen gesamten Berechnungszyklus eine zusätzliche Rechenzeit von unter 22 μs . Um gegebenenfalls auch kurze Abstände auflösen zu können erfolgt die Messung mit dem Oszilloskop erfolgt mit einer Frequenz von 5 MHz über 100 ms bei einer Spannungsauflösung von 80 mV. Die Einzeltriggerung erfolgt auf die steigende Flanke von *DUR1*. Insgesamt werden drei Kurven aufgezeichnet:

- Berechnung der inversen Kinematik ohne NEWTON-RAPHSON-Näherung.
- Berechnung mit NEWTON-RAPHSON-Näherung bis zur 4. Ordnung, ein Iterationsdurchlauf.
- Berechnung mit NEWTON-RAPHSON-Näherung bis zur 4. Ordnung, 15 Iterationsdurchläufe.

Während dieser Messung wurde die Zykluszeit von 30 ms auf 45 ms heraufgesetzt. Vorversuche zeigten, dass bei 15 Iterationen die Zykluszeit von 30 ms nicht ausreicht. Bei der Berechnung der inversen Kinematik mit NEWTON-RAPHSON-Näherung wird auf die maximale Genauigkeit von -1 rad abgefragt. Da der Vergleichswert ein Absolutbetrag ist, ist das Ergebnis stets unwahr und es werden die gewünschten Iterationsdurchläufe durchgeführt. Nach Aufbau der Messanordnung und Einstellung des Oszilloskops wird die Manipulatorsteuerung gestartet durch Anlegen der Versorgungsspannung. Manuell wird die Messwertaufzeichnung des Oszilloskops Einzelmessung ausgelöst und die Daten gespeichert. Erwartet wird, dass die Datenein- und ausgabe keinen relevanten zeitlichen Anteil am EVA-Durchlauf hat. Nahezu die gesamte Verarbeitungsdauer wird für die Datenverarbeitung aufgewandt. Nicht unterschieden werden kann in dem genannten Aufbau der Anteil der Berechnung des gleitenden Mittelwertes für die Analogeingänge.

Ergebnisse und Diskussion

Bild 8.26 zeigt die Messergebnisse. Deutlich zu sehen ist dass die eigentliche Ein- und Ausgabeoperationen größtenteils eine vernachlässigbare Verarbeitungsdauer aufweisen. Le-

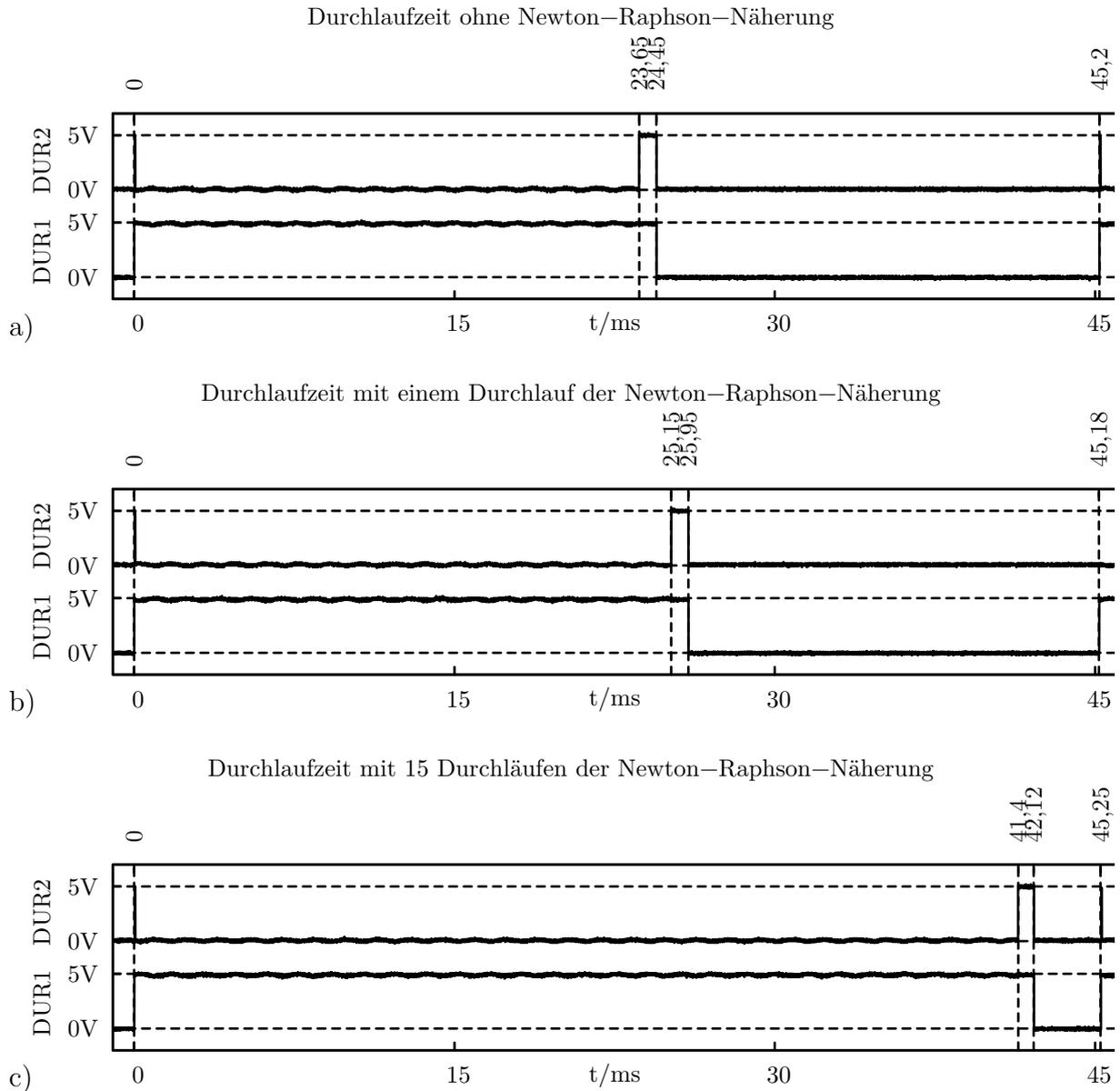


Bild 8.26: Berechnungsdauern für die einzelnen Datenverarbeitungsschritte der EVA der Manipulatorsteuerung nach Bild 8.25 bei Berechnung a) ohne NEWTON-RAPHSON-Näherung, b) mit NEWTON-RAPHSON-Näherung bis zur 4. Ordnung, ein Iterationsdurchlauf und c) mit NEWTON-RAPHSON-Näherung bis zur 4. Ordnung, 15 Iterationsdurchläufe.

diglich das Schreiben der Servo-PWM-Werte hat nach der Datenverarbeitung (23,7 ms–41,4 ms) einen erkennbaren Anteil von rund 0,8 ms, entsprechend 2%–3,3%.

Unter Einbeziehung des Quellcodes beläuft sich der Hauptanteil der Berechnung der Servo-PWM-Werte nicht auf das eigentliche Schreiben, sondern auf das Umrechnen der berechneten Antriebsstellwinkel von Radiant in die kalibrierten und linear inter- und extrapolierten Servo-PWM-Werte. Den Hauptanteil der Rechenzeit trägt die Berechnung der neuen Sollposition, der Koeffizienten von Gl. 6.18 (S. 58) sowie der Lösung der quadratischen Gleichung als Lösung für das Berechnungsverfahren ohne NEWTON-RAPHSON-Verfahren beziehungsweise als Startwert für die Näherung den Hauptanteil mit etwa 23,7 ms. Ein Interpolationszyklus benötigt etwa 1,16 ms, während der einmalige zusätzliche Zeitaufwand für das NEWTON-RAPHSON-Verfahren etwa 0,34 ms beträgt. Nicht bestimmt werden kann der Anteil der Berechnungsdauer für das Einlesen der Joystickwerte und der Bildung des gleitenden Mittelwertes, welcher als Interrupt-Routine mit in die Verarbeitungsdauer der Datenverarbeitung (sowie hier nicht erkennbar in die Datenein- und -ausgabe) mit eingeht. In den Vorversuchen konnte keine Überschreitung des 30 ms-Berechnungszyklus beobachtet werden, wobei dies nicht systematisch untersucht wurde und somit nicht garantiert werden kann. Jedoch zeigt dies, dass die numerische Näherung in diesem Szenario keinen erheblichen Genauigkeitsvorteil bringt. Insbesondere wurde auch nicht das tatsächliche Winkelaufhebungsvermögen der Servoantriebe untersucht und der Genauigkeitsgrenzwert von 0,0002 rad willkürlich gesetzt.

8.4 Experiment IV: Dynamisches Verhalten der Servo-Versorgungsspannung

In diesem Experiment wird das dynamische Verhalten der Servo-Versorgungsspannung U_{srv} abhängig von der Montierung und Belastung des Manipulators untersucht. Hintergrund für den Versuch sind verschiedene Unzulänglichkeiten aus den Versuchen zur Positioniergenauigkeit aus Kapitel 8.1, die bereits im Vorfeld auf Probleme mit der Spannungsversorgung zurückgeführt wurden. Diese sollen im Rahmen des Versuchs nachgewiesen oder widerlegt werden.

8.4.1 Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau orientiert sich an Kapitel 8.3.1. Als Manipulatorsteuerung wird auch hier die Entwicklerversion der Bedienkonsole eingesetzt mit der regulären Steuerungssoftware sowie der Manipulator in DELTA-Konfiguration. Aufgezeichnet wird die Servo-Versorgungsspannung mit dem Oszilloskop *Tektronix TDS 5034*, welche an den Anschlüssen des ersten Hauptachsenantriebs mit den *Hirschmann MICRO-KLEPS* abgegriffen werden. Die Aufzeichnungsfrequenz beträgt 50 kHz über 10 s bei einer maximalen Spitze-Spitze-Spannung von 20 Vpp. Ohne Triggerung wird eine kontinuierliche Messung durchgeführt.

8.4.2 Durchführung

Nach Vorbereiten der Messung entsprechend Kapitel 8.4.1 wird der Manipulator nacheinander in den vier Montagerichtungen $X+$, $Y+$, $Z+$, $Z-$, jeweils mit ($G1$) und ohne Kameragewicht ($G0$) montiert (zu den Bezeichnungen siehe Kapitel 8.1.3, S. 86). Für jede Kombination wird eine Messung durchgeführt, während dessen die Joysticks in der

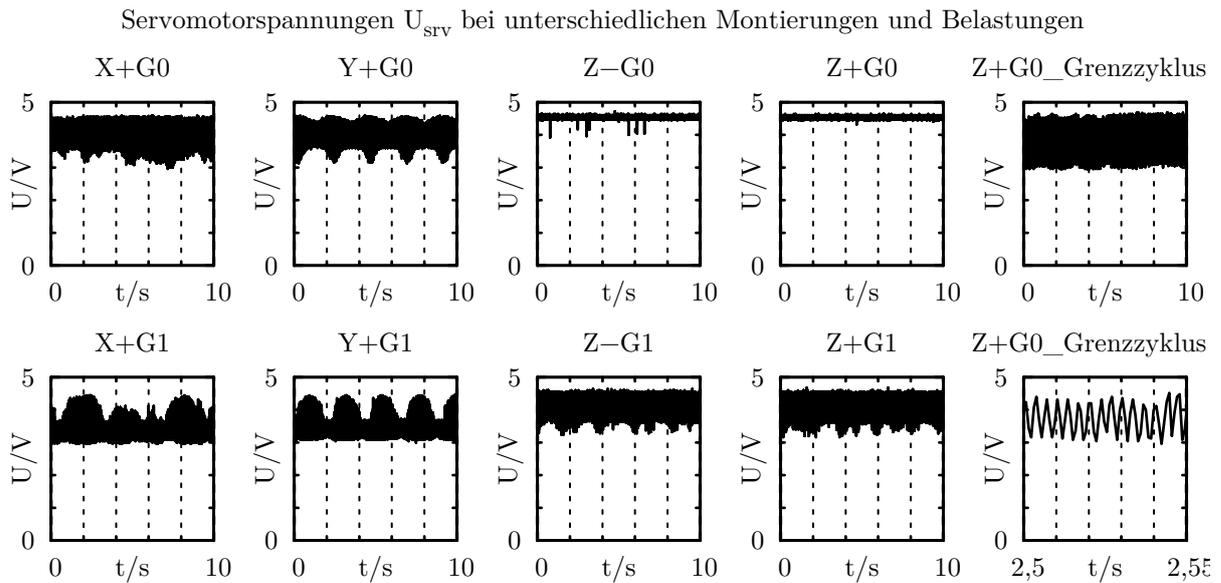


Bild 8.27: Servo-Versorgungsspannung U_{srv} bei ruhender Arbeitsplattform. Gemessen mit einem Oszilloskop *Tektronix TDS 5034* mit 50 kHz am Anschluss des ersten Hauptachsenantriebes. Nominelle Position der Plattform ist $(0 \text{ mm}; 0 \text{ mm}; 140 \text{ mm})^T$ bei $X+$, $Y+$, $Z+$, $Z--$ -Ausrichtung (siehe Kapitel 8.1.3, S. 86) ohne ($G0$) und mit Kameragewicht ($G1$). Händisches Anstoßen versetzt die Arbeitsplattform in den Grenzzzyklus. Die Detailansicht lässt keine Unterbrechung der Regelung der Servoantriebe durch eine zu niedrige Versorgungsspannung U_{srv} erkennen.

Mittelstellung verbleiben, entsprechend einer Manipulatorpose von $x \approx 0 \text{ mm}$, $y \approx 0 \text{ mm}$, $z \approx 140 \text{ mm}$. Das Oszilloskop wird in den Aufzeichnungsmodus versetzt. Sobald die 10s Aufzeichnungsdauer vergangen sind wird sie manuell angehalten und die Daten gespeichert. Zusätzlich werden Messungen durchgeführt, wobei sich der Manipulator im Grenzzzyklus befindet. Anstoßen von Hand versetzt die Arbeitsplattform in diese Dauerschwingung. Erwartet wird jeweils eine Spitzenspannung von 5,5 V, entsprechend der Netzteilspannung mit nicht unerheblichen Einbrüchen sobald einer oder mehrere Motoren durch ihre Regler bestromt werden. Möglicherweise treten positive Spannungsspitzen über die Versorgungsspannung hinaus auf, während dessen sich der Motor im generatorischen Betrieb befindet (hochohmige H-Brücken) und elektrische Energie in Richtung Spannungsquelle zurückspeist.

8.4.3 Ergebnisse und Diskussion

Bild 8.27 zeigt einen Teil der durchgeführten Messungen. Es fehlen insbesondere Messungen wobei sich der Manipulator im Grenzzzyklus befand. Diese waren schwer voneinander zu unterscheiden und ergaben keine weiteren Ergebnisse. Hierfür ist beispielhaft der Grenzzzyklus in hängender Montierung ($Z+$) ohne Kameragewicht ($G0$) aufgeführt. Eine Filterung der Messwerte erfolgte nicht, da das Hauptaugenmerk auf das dynamische Verhalten der Spannungsversorgung liegt. Besonders Auffällig ist die Tatsache, dass die höchste auftretende Spannung bei etwa 4,6 V liegt ($Z + G0$, $Z - G0$) im Vergleich zur Netzteilspannung

von 5,5 V. Die untere Grenze beträgt etwa 3 V, wobei diese hart erreicht und auch nicht unterschritten wird. Weiterhin können periodische Spannungsverläufe in $Y+G0$ und $Y+G1$ ausgemacht werden.

Als Ursache für die niedrige Höchstspannung von 4,6 V ist in zwei Bauteilen zu suchen: 1. vor Allem in der Verpolungsschutzdiode des Typs *1N4004* als Siliziumdiode mit einer Flussspannung von etwa 0,7 V sowie 2. der Spannungsabfall über die Feldeffekttransistoren zur Abschaltung der Servo-Versorgungsspannung. Die scharfe untere Spannungsgrenze von 3 V lässt sich durch die H-Brücken der Servoantriebe zurückführen. Um einen relevanten Drain-Source-Strom ($I_D > 10 \text{ mA}$) durch Feldeffekttransistoren zu ermöglichen, muss die Gate-Source-Spannung (U_{GS}) eine bauteilabhängige Schwell-(Threshold-)spannung U_{th} überschreiten. Bei logic-level Feldeffekttransistoren liegt sie typischerweise in der Größenordnung von 2 – 4 V, wobei der Drain-Source-Widerstand (R_{DS}) weiter sinkt mit zunehmender U_{GS} . Somit stellt sich ein Gleichgewicht zwischen Servo-Versorgungsspannung (und damit auch U_{GS}) und Motorstrom ein, so dass sich die Servo-Versorgungsspannung hier bei 3 V stabilisiert. Von einer Unterbrechung der Regelung der Servoantriebe ist aus zwei Gründen nicht auszugehen: erstens wurde während der Versuchsdurchführung keine Unterbrechung erkannt, zum zweiten kann dazu die Detailansicht von $Z+G0_Grenzzyklus$ herangezogen werden. Innerhalb der dargestellten 50 μs ist keine Unterbrechung der Stromzufuhr erkennbar, obwohl die Spannung mehrfach auf das Minimum abfällt. Bei Ausfall der Regelung und Neustart des Reglers des Servoantriebs müsste dieser auf ein neues Sollwinkelsignal warten, welches im 20 ms-Takt übermittelt wird. Während dieser Wartezeit würde der Motor nicht angesteuert und die Servo-Versorgungsspannung könnte sich auf den Maximalwert von 4,6 V aufbauen.

In den Diagrammen $Y+G0$ und $Y+G1$ lässt sich eine Schwingung mit geringer Amplitude und einer Frequenz von etwa 0,5 Hz wiederfinden, die während den Versuchen beobachtet wurden. Ohne Nachweis und subjektiv beurteilt belief sich die Amplitude der Schwingung auf unter 1 mm. Ausgehend von Bild 8.7 (S. 88) kann ein Vergleich zwischen $X+$ und $Y+$ angestellt werden. Der sichtbare Unterschied in der Diagrammform lässt alleine jedoch keinen Nachweis der höheren Summenbelastung der Hauptachsenantriebe bei $X+$ im Vergleich zu $Y+$ zu. Zieht man die vertikalen Montierungen $Z+$ und $Z-$ in den Vergleich mit hinzu, ist zumindest eine qualitative Korrelation mit den analytischen Rechnungen erkennbar, die Bild 8.7 (S. 88) zugrunde liegen.

9 Zusammenfassung und Ausblick

In der vorliegenden Arbeit wurde ein Manipulatorsystem zum Halten und Führen einer Endoskopkamera mit dem VITOM-System von Karl Storz GmbH & Co. KG in der Hals-, Nasen- und Ohrenchirurgie vorgestellt, bestehend aus einem Manipulator zum Tragen der Optik und einer mikrocontrollerbasierten Joysticksteuerung. Im Gegensatz zu Endoskopoptiken wird die VITOM-Optik nicht in den Körper des Patienten eingeführt sondern in einem variablen Abstand in der Größenordnung von 300 mm vom Situs entfernt platziert. Dies stellt andere Anforderungen an ein Manipulatorsystem als bestehende aktive Endoskopführungssysteme. Hierbei sind vor allem ein Arbeitsraum mit 3 translatorischen und 2-3 rotatorischen Freiheitsgrade zu nennen, während Positioniersysteme für Endoskopkameras vorwiegend 2 rotatorische Freiheitsgrade zum Bewegen um den Eintrittspunkt in den menschlichen Körper, und einen translatorischen Freiheitsgrad längs der Staboptik zur Steuerung der Eindringtiefe besitzen.

Der Manipulator basiert auf der parallelen DELTA-Kinematik, erweitert um drei zusätzliche Antriebe auf der bewegten Arbeitsplattform. Für diese hybride Kinematik mit sechs Freiheitsgraden wurde die inverse Kinematik in impliziter Form vorgestellt. Mittels mathematischer Näherungsverfahren konnte sie in eine rechnerlösbare Form überführt werden. Grundlegende statische Belastungsrechnungen der Haupt- und Nebenachsenantriebe sowie die Vorstellung der mechanischen Ausführung ergänzte die Beschreibung des Manipulators.

Auf Seiten der Steuerung wurde die umgesetzte mikrocontrollerbasierte Elektronik beschrieben. Zentraler Bestandteil ist der Steuerungs-Controller, welcher die Benutzereingaben aus der Benutzerschnittstelle, bestehend aus zwei analogen Joysticks und einem 2-Wege-Schalter, einliest und aufbereitet. Mittels der Implementierung der vorgestellten inversen Kinematik werden hieraus die Stellwinkel der Servomotoren berechnet und über die Umsetzung in elektrische pulsweitenmodulierte Rechtecksignale die Motoren mit den notwendigen Sollwertvorgaben versorgt. Ein zusätzlicher Mikrocontroller übernimmt die Aufgabe eines Watchdogs, welcher die Signale des Steuerungs-Controllers und die Versorgungsspannungen auf Einhaltung der gültigen Grenzbereiche überwacht. Im Fehlerfall wird der Manipulator in einen sicheren Zustand überführt.

Zur Überprüfung der Systemeigenschaften wurden verschiedene Versuche durchgeführt. Unter Verwendung eines optischen Positionsmesssystems und einer speziell für die Vermessung des Manipulatorsystems entwickelte Messsteuerung erfolgte die Ermittlung der Absolut- und Wiederholgenauigkeit des Manipulatorsystems ohne und mit Schwenkplattform. Das Messsystem zeichnet sich dadurch aus, dass nicht der Manipulator isoliert vermessen wurde, sondern auch die Steuerung mit einbezogen. Hierzu wurden Joystickeingaben durch analoge Spannungen simuliert, und so auch die Digitalwandlung der Joystickspannungen, die Implementierung der inversen Kinematik und die Kalibrierung der Servomotorstellwinkel mit berücksichtigt. Hierbei zeigte sich eine zum Teil erhebliche Abweichung der Ist- von der Solllage. Im manuellen Betrieb kann dies durch den Benutzer ausgeglichen werden durch Nachführen der Optik. Für automatisierte Einsatzszenarien mit der Steuerung des Manipulators durch ein chirurgisches Navigationssystem ist in diesem Fall ein zusätzlicher äußerer Positionsregelkreis notwendig. Weiterhin zeigte sich

eine erhebliche Schwingungsneigung des realisierten Systems durch nicht angepasste Regelparameter der handelsüblichen, unmodifizierten Servomotoren. In einem zweiten Experiment wurden die dynamischen Eigenschaften des Manipulators in DELTA-Konfiguration ohne Schwenkplattform ermittelt. Hierbei kam ein 3-Achs Beschleunigungssensor auf der Arbeitsplattform zum Einsatz, während die Messsteuerung aus der Positionsmessung eine Trajektorie für die Arbeitsplattform vorgab. Eine Plausibilitätsbetrachtung nach Filterung und zweifacher Integration der Beschleunigungswerte zeigte einen Zusammenhang zu den Verfahrenswegen. Es konnten Spitzenbeschleunigungen von über $10 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}$ ermittelt werden. Der dritte Experiment-Komplex diente der grundlegenden Funktionsüberprüfung des Watchdogs sowie der Ermittlung der Berechnungsdauer der Software des Steuerungs-Controller, insbesondere für die inverse Kinematik. Abschließend wurde das dynamische Verhalten der Versorgungsspannung für die Servomotoren betrachtet. Ausschlaggebend hierfür war das unzulängliche Verhalten des Manipulators während den Positioniergenauigkeitsuntersuchungen. Tatsächlich konnten erhebliche Spannungseinbrüche durch zu geringe Ausgangsleistung der Netzteile beobachtet werden und eine gewisse Korrelation zu den Ergebnissen der Belastungsrechnung festgestellt werden.

Zukünftige Arbeiten zur Weiterentwicklung des Manipulatorsystems könnten folgende Punkte behandeln:

Selbsthemmende Antriebe vermeiden den Einsatz selbstblockierender Bremsen. Um den Manipulator in einen sicheren Zustand zu versetzen reicht es aus, die Versorgungsspannung der Motoren zu unterbrechen.

Getrennte Spannungsversorgungen für die Positionsregler und Motor erlauben eine höhere Motorspannung in der Größenordnung von 12 V–24 V. Spannungseinbrüche in der Motorspannung haben keine Rückwirkung auf die Positionsregler und führen nur zu einer zeitlich begrenzten verminderten Antriebsleistung ohne wesentlichen Einfluss auf die Systemsteuerung.

Höhere Getriebeuntersetzungen erlauben geringere Motorleistungen mit entsprechend geringeren Motorströmen, welche entsprechend einfacher handhabbar sind. Insbesondere sind kleine Netzteile mit üblicher Leistungsdichte möglich. Im Hinblick auf die Gesamtsystemgröße mit dem Ziel eines tragbaren Manipulatorsystems spielt auch die Netzteilgröße eine gewisse Rolle. Weiterhin führt dies zu einer geringeren Dynamik des Manipulators mit einer (bei geeigneter Auslegung der Regelparameter) geringeren Schwingungsneigung. Entfernt sich der Antrieb vom Sollwinkel führt dies zu einem geringeren Fehler zu Beginn eines neuen Regelzykluses mit einer entsprechend geringeren Stellgröße.

Eine Systemsteuerung im Manipulator statt in der Bedienkonsole erlaubt das zentrale Unterbringen der wesentlichen Berechnungs- (inverse Kinematik) und Steueraufgaben (Erzeugung Servosteuersignale) im wichtigsten Element des Systems, dem Manipulator. Eine zusätzliche dezentrale Steuereinheit in der Bedienkonsole dient ausschließlich zum Auslesen der Bedienelemente. Durch serielle Kommunikation kann die Zahl der Verbindungsleitungen zum Manipulator auf 3–4 reduziert werden, einschließlich Spannungsversorgung für die Bedienkonsole. Bei Verwendung eines geeigneten Kommunikationsprotokolls kann der Manipulator auch durch eine alternative Fußsteuerung oder ein chirurgisches Navigationssystem gesteuert werden.

A Notation

Im Folgenden wird die in der Arbeit verwendete Notation für Skalare, Vektoren und Matrizen zusammengefasst. Sie richtet sich nach Lüth (2006, Kap. 3).

Skalare Größen s werden kursiv, Vektoren \mathbf{v} und Matrizen \mathbf{M} fett gedruckt. Die Bezeichnung von Vektoren erfolgt mit Kleinbuchstaben, Matrizen mit Großbuchstaben. Das Bezugskoordinatensystem von Vektoren und homogenen Transformationsmatrizen wird links oben angegeben. Bei letzteren wird rechts unten auch das Zielkoordinatensystem genannt. Für 4x4 Transformationsmatrizen wird \mathbf{T} , für 3x3 Rotationsmatrizen \mathbf{R} verwendet. Basisvektoren des Rotationsanteils von Transformationsmatrizen ${}^{\mathbf{bks}}\mathbf{T}_{\mathbf{zks}}$ werden mit Bezugssystem und Komponente ${}^{\mathbf{bks}}\mathbf{e}_x$, dargestellt (Tabelle A.1).

Im Rahmen dieser Arbeit besteht die 4x4 Transformationsmatrix ${}^{\mathbf{bks}}\mathbf{T}_{\mathbf{zks}}$ aus zwei wesentlichen Komponenten (Gl. A.1): der Rotationsmatrix ${}^{\mathbf{bks}}\mathbf{R}_{\mathbf{zks}}$ welche das Zielkoordinatensystem \mathbf{zks} bezüglich des Bezugskoordinatensystem \mathbf{bks} dreht, sowie einem Vektor ${}^{\mathbf{bks}}\mathbf{p}_{\mathbf{zks}}$ welcher \mathbf{zks} im \mathbf{bks} verschiebt. Die Rotation ${}^{\mathbf{bks}}\mathbf{R}_{\mathbf{noa}}$ wird durch ein neues Koordinatensystem beschrieben, bestehend aus den Einheitsvektoren $({}^{\mathbf{bks}}\mathbf{e}_n, {}^{\mathbf{bks}}\mathbf{e}_o, {}^{\mathbf{bks}}\mathbf{e}_a)$ notiert im Bezugskoordinatensystem \mathbf{bks} (Gl. A.2).

$${}^{\mathbf{bks}}\mathbf{T}_{\mathbf{zks}} = \begin{pmatrix} {}^{\mathbf{bks}}\mathbf{R}_{\mathbf{zks}} & {}^{\mathbf{bks}}\mathbf{p}_{\mathbf{zks}} \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} \quad (\text{A.1})$$

$${}^{\mathbf{bks}}\mathbf{R}_{\mathbf{noa}} = \left(\begin{pmatrix} {}^{\mathbf{bks}}x_n \\ {}^{\mathbf{bks}}y_n \\ {}^{\mathbf{bks}}z_n \end{pmatrix} \begin{pmatrix} {}^{\mathbf{bks}}x_o \\ {}^{\mathbf{bks}}y_o \\ {}^{\mathbf{bks}}z_o \end{pmatrix} \begin{pmatrix} {}^{\mathbf{bks}}x_a \\ {}^{\mathbf{bks}}y_a \\ {}^{\mathbf{bks}}z_a \end{pmatrix} \right) = ({}^{\mathbf{bks}}\mathbf{e}_n \quad {}^{\mathbf{bks}}\mathbf{e}_o \quad {}^{\mathbf{bks}}\mathbf{e}_a) \quad (\text{A.2})$$

Die Transformationsmatrix für eine reine Translation beschrieben durch einen Vektor ${}^{\mathbf{bks}}\mathbf{p}_{\mathbf{zks}}$ muss die Rotationsmatrix ${}^{\mathbf{bks}}\mathbf{R}_{\mathbf{zks}}$ identisch der 3x3 *Einheitsmatrix* \mathbf{E} sein:

$${}^{\mathbf{bks}}\mathbf{T}_{\mathbf{zks}} = \begin{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} & {}^{\mathbf{bks}}\mathbf{p}_{\mathbf{zks}} \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{E} & {}^{\mathbf{bks}}\mathbf{p}_{\mathbf{zks}} \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} = \quad (\text{A.3})$$

Weiterhin werden Funktionen definiert, welche Komponenten der Transformationsmatrix ${}^{\mathbf{bks}}\mathbf{T}_{\mathbf{zks}}$ berechnet werden können (Tabelle A.2 (Lüth 2006, Kap. 3.2.1)).

Tabelle A.1: Notation für Skalare, Vektoren und Matrizen (Lüth 2006, Kap. 3.2).

Darstellung	Notation	Bedeutung
Homogene 4x4 Transformationsmatrix	${}^{bks}\mathbf{T}_{zks}$	Transformation vom Koordinatensystem bks nach Koordinatensystem zks
3x3 Rotationsmatrix	${}^{bks}\mathbf{R}_{zks}$	Rotation vom Koordinatensystem bks nach Koordinatensystem zks
Vektor	${}^{bks}\mathbf{p}_{zks}$	Vektor vom Punkt bks nach zks
x -Achse einer homogenen 4x4 Matrix	${}^{bks}\mathbf{e}_x$	x -Achse im Koordinatensystem bks
y -Achse einer homogenen 4x4 Matrix	${}^{bks}\mathbf{e}_y$	y -Achse im Koordinatensystem bks
z -Achse einer homogenen 4x4 Matrix	${}^{bks}\mathbf{e}_z$	z -Achse im Koordinatensystem bks

Tabelle A.2: Funktionen zur Ermittlung von Sub-Matrizen und -Vektoren (Lüth 2006, Kap. 3.2.1).

Funktion	Notation
3x3 Rotationsmatrix aus der homogenen 4x4 Transformationsmatrix	$\text{rot}({}^{bks}\mathbf{T}_{zks}) = {}^{bks}\mathbf{R}_{zks}$
Ursprungspunkt/ Translationsvektor aus der Transformationsmatrix	$\text{p}({}^{bks}\mathbf{T}_{zks}) = {}^{bks}\mathbf{p}_{zks}$
erweiterter Translationsvektor aus der Transformationsmatrix	$\text{t}({}^{bks}\mathbf{T}_{zks}) = \begin{pmatrix} {}^{bks}\mathbf{p}_{zks} \\ 1 \end{pmatrix}$
Translationsvektor aus erweitertem Translationsvektor	$\text{p}({}^{bks}\mathbf{t}_{zks}) = {}^{bks}\mathbf{p}_{zks}$

B Ergänzende Tabellen und Diagramme zu den Experimenten

B.1 Messwerte zur Ermittlung der Transformationsmatrizen

Tabelle B.1: Vollständiger Abdruck statistische Kennwerte aus der Messsoftware des taktilen Messarmes, FARO CAM2 MeasureX, zu den Ebenenmessungen aus Kapitel 8.1.2 (S. 81). Neben dem quadratischen Mittelwert (RMS, root mean square) der Messungenauigkeiten und der Standardabweichung σ gibt der einheitenlose Kennwert *Format* der Messsoftware Auskunft, wie weit die Messpunkte von der gemessenen, idealen, Oberfläche entfernt liegen.

Ebene	RMS	σ	$\frac{\text{Max}}{\text{mm}}$	$\frac{\text{Min}}{\text{mm}}$	Format
<i>base1</i>	0,012	0,012	0,019	-0,030	0,049
<i>base2</i>	0,007	0,007	0,011	-0,013	0,024
<i>base3</i>	0,020	0,020	0,021	-0,080	0,101
<i>pat1</i>	0,031	0,031	0,060	-0,097	0,157
<i>pat2</i>	0,022	0,023	0,042	-0,027	0,070
<i>pat3</i>	0,022	0,022	0,036	-0,049	0,085
<i>tcp_{D3}1</i>	0,011	0,011	0,023	-0,023	0,047
<i>tcp_{D3}2</i>	0,004	0,005	0,007	-0,011	0,015
<i>tcp_{D3}3</i>	0,013	0,007	0,021	-0,010	0,074
<i>tool_{D3}1</i>	0,017	0,017	0,022	-0,042	0,064
<i>tool_{D3}2</i>	0,015	0,015	0,042	-0,036	0,078
<i>tool_{D3}3</i>	0,009	0,009	0,016	-0,016	0,032
<i>tcp_{SPF}1</i>	0,009	0,009	0,013	-0,019	0,032
<i>tcp_{SPF}2</i>	0,012	0,013	0,027	-0,034	0,061
<i>tcp_{SPF}3</i>	0,010	0,010	0,028	-0,017	0,046
<i>tool_{SPF}1</i>	0,024	0,025	0,054	-0,047	0,101
<i>tool_{SPF}2</i>	0,021	0,022	0,033	-0,022	0,055
<i>tool_{SPF}3</i>	0,027	0,028	0,027	-0,095	0,122

Tabelle B.2: Vollständiger Abdruck der Messwerte der Reflektorkugeln und den zugehörigen statistische Informationen aus Kapitel 8.1.2 (S. 81). Die Soll- und Ist-Positionen der Kugeln sind im jeweiligen (gemessenen) Trackerkoordinatensystem angegeben. Neben der Möglichkeit der Kontrolle der Lage des gemessenen Koordinatensystems sind die Positionsfehler Grundlage zur Ermittlung eines Korrekturvektors für die Translationsanteile der Transformationsmatrizen.

Kugel	$\frac{x_{soll}}{\text{mm}}$	$\frac{y_{soll}}{\text{mm}}$	$\frac{z_{soll}}{\text{mm}}$	$\frac{x_{ist}}{\text{mm}}$	$\frac{y_{ist}}{\text{mm}}$	$\frac{z_{ist}}{\text{mm}}$	Kugel - \emptyset mm	RMS	σ	Max mm	Min mm	Format
<i>pat_A</i>	40	40	0	39,782	40,139	0,085	10,031	0,031	0,032	0,049	-0,082	0,131
<i>pat_B</i>	10	-25	0	9,993	-24,880	0,032	10,007	0,010	0,010	0,020	-0,021	0,041
<i>pat_C</i>	-40	0	0	-40,113	0,181	0,064	10,004	0,010	0,010	0,013	-0,032	0,046
<i>tool, D3_A</i>	25	25	0	24,445	24,436	0,169	4,944	0,024	0,025	0,042	-0,062	0,104
<i>tool, D3_B</i>	15	-20	0	13,530	-20,283	0,195	4,949	0,026	0,027	0,036	-0,077	0,112
<i>tool, D3_C</i>	-25	0	0	-26,060	0,005	0,174	4,993	0,008	0,008	0,021	-0,019	0,040
<i>tool, SPFA</i>	25	25	0	25,658	24,256	0,164	4,978	0,028	0,030	0,056	-0,066	0,122
<i>tool, SPFB</i>	15	-20	0	14,892	-20,519	0,140	4,988	0,011	0,012	0,019	-0,028	0,047
<i>tool, SPFC</i>	-25	0	0	-24,608	-0,022	0,102	4,994	0,009	0,009	0,021	-0,018	0,039

B.2 Delta Wiederholgenauigkeit

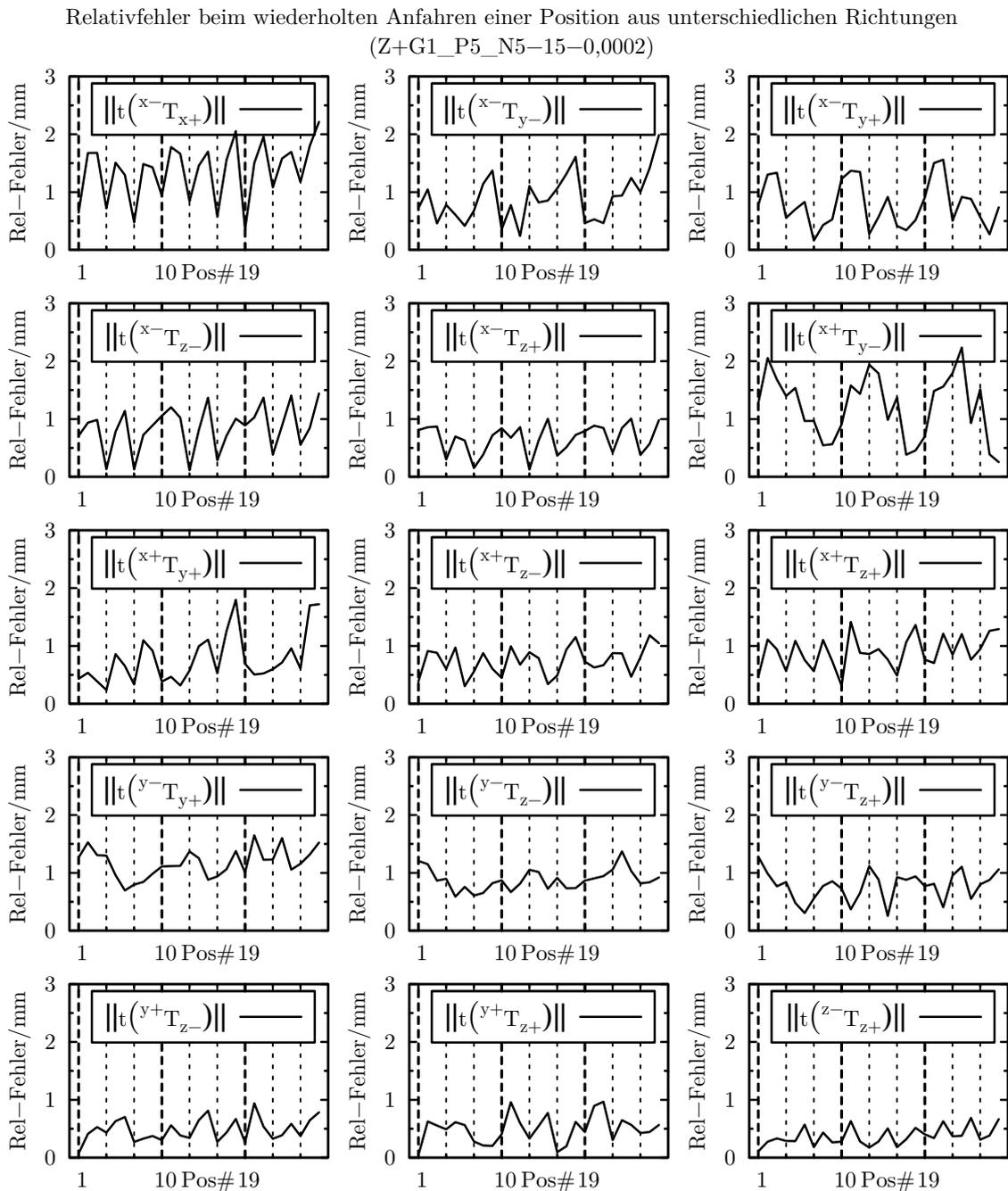


Bild B.1: Vollständiger Abdruck der aufgetretenen Relativfehler beim wiederholten Anfahren einer Position aus unterschiedlichen Richtungen zu Kapitel 8.1.4 (S. 94). Die Aufzeichnung der Messdaten erfolgte unter Verwendung des NEWTON-RAPHSON-Verfahren ($N5 - 15 - 0,0002$) bei montiertem Kameragewicht ($G1$). Dargestellt sind die EUKLIDISCHEN Normen $\|t(z^-T_{z+})\|$ und $\|t(x^+T_{y-})\|$ der Translationsanteile der Transformationsmatrizen (Gl. 8.3), gemittelt über 5 Einzelmessungen. (Zu den verwendeten Bezeichnungen siehe auch Kapitel 8.1.3, S. 84)

B.3 Wiederholgenauigkeit Schwenkplattform

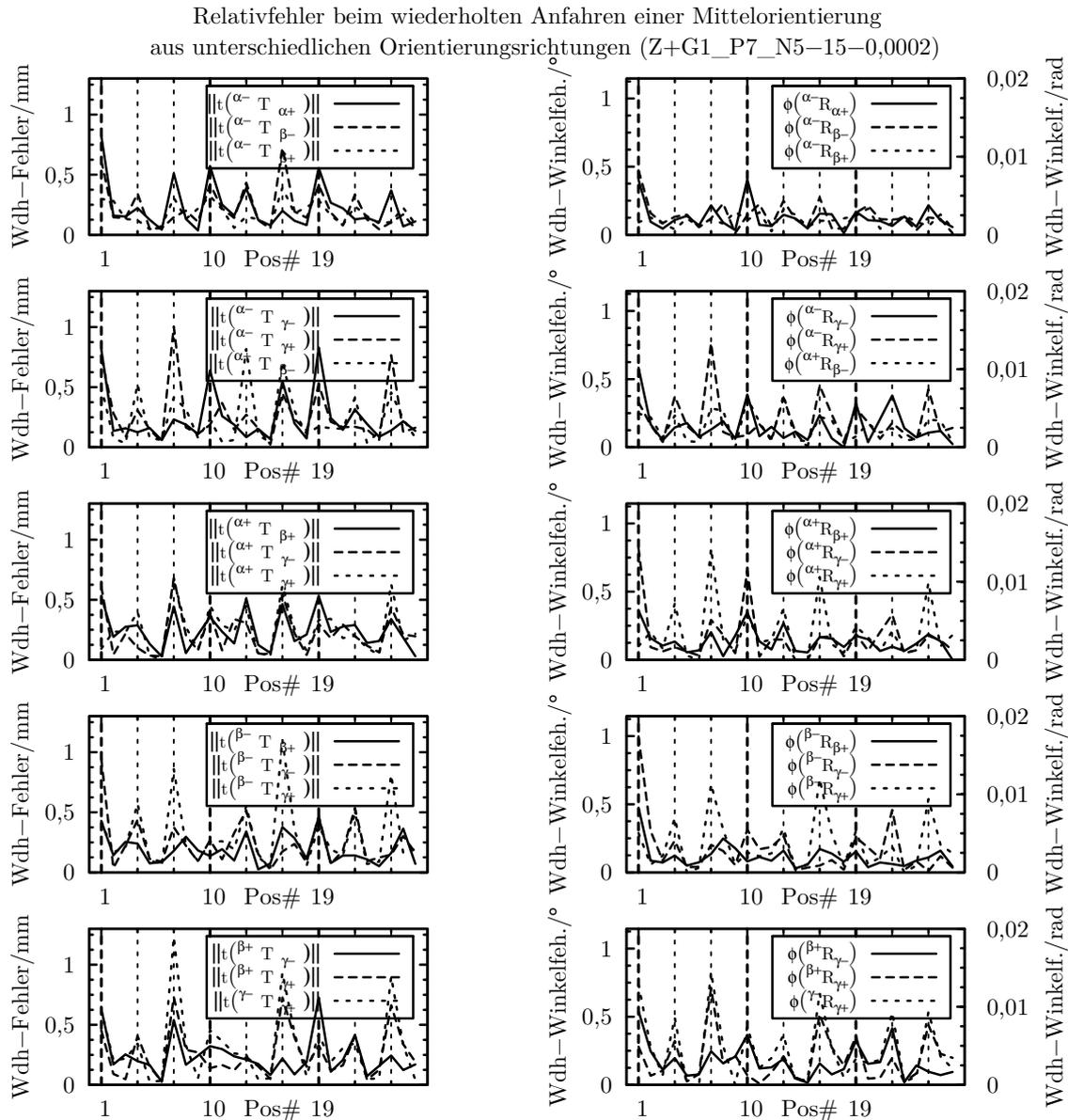


Bild B.2: Vollständiger Abdruck der aufgetretenen relativen Positionier- und Winkelfehler beim wiederholten Anfahren der Null-Ausrichtung aus unterschiedlichen extremalen Ausrichtungen zu Kapitel 8.1.6 (S. 100). Die Aufzeichnung der Messdaten erfolgte unter Verwendung des NEWTON-RAPHSON-Verfahrens ($N5 - 15 - 0,0002$) bei montiertem Kameragewicht ($G1$). Dargestellt sind die EUKLIDISCHEN Normen der Translationsanteile sowie die dazugehörigen Winkel entsprechend der Achse-Winkel-Schreibweise der Transformationsmatrizen (Gl. 8.5, S. 101), gemittelt über 5 Einzelmessungen. (Zu den verwendeten Bezeichnungen siehe auch Kapitel 8.1.3, S. 84)

B.4 Pulsweiten

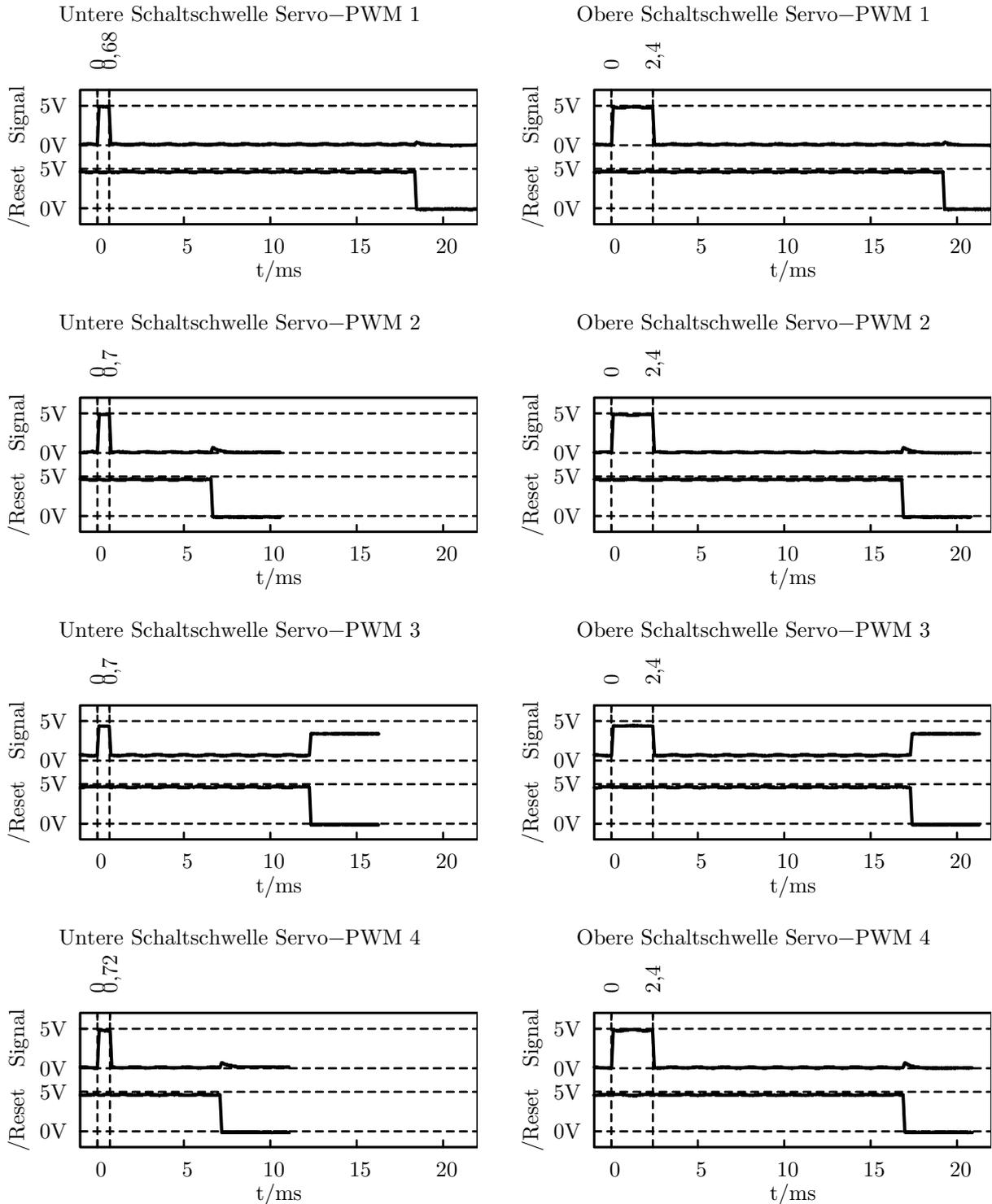


Bild B.3: Obere und untere Abschaltswellen des Steuerungs-Controllers für die 8 PWM-Kanäle zu Kapitel 8.3.3 (S. 113). (Weiter nächste Seite)

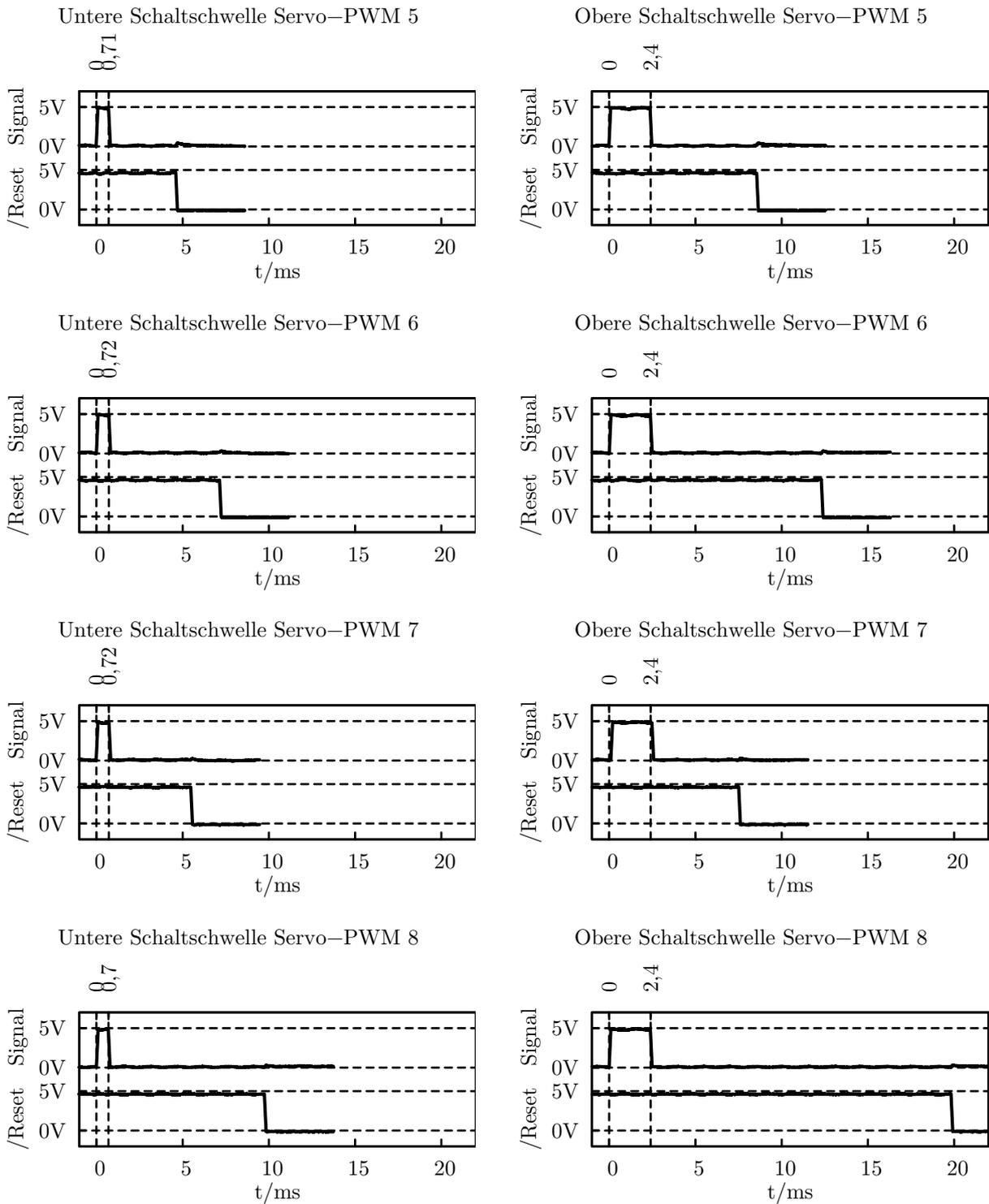


Bild B.3: Fortführung: obere und untere Abschaltswellen des Steuerungs-Controllers für die 8 PWM-Kanäle zu Kapitel 8.3.3 (S. 113).

C Literaturverzeichnis

AKTORmed GmbH, Barbing, Deutschland 2009

AKTORMED GMBH, BARBING, DEUTSCHLAND: *AKTORmed SoloAssist*. http://www.aktormed.com/downloads/Prospekt_Aktormed-2008.pdf. Version: September 2009

Arnholt u. Mair 2002

ARNHOLT, J.L.; MAIR, E.A.: A 'Third Hand' for Endoscopic Skull Base Surgery. In: *The Laryngoscope* 112 (2002), Dezember, Nr. 12, S. 2244–1149. <http://dx.doi.org/10.1097/00005537-200212000-00001>. – DOI 10.1097/00005537-200212000-00001

Atmel Corp., San Jose, USA 2007

ATMEL CORP., SAN JOSE, USA: *8-bit AVR Microcontroller with 64K/128K/256K Bytes In-System Programmable Flash ATmega640/V ATmega1280/V ATmega1281/V ATmega2560/V ATmega2561/V*. Preliminary REv. 2549L-08/07, 2007

Atmel Corp., San Jose, USA 2009

ATMEL CORP., SAN JOSE, USA: *8-bit AVR Microcontroller with 8K Bytes In-System Programmable Flash ATmega48/V ATmega88/V ATmega168/V*. Rev. 2545P-AVR-02/09, 2009

Barakate u. Bottrill 2008

BARAKATE, M.; BOTTRILL, I.: Combined approach tympanoplasty for cholesteatoma: impact of middle-ear endoscopy. In: *J Laryngol Otol* 122 (2008), S. 120–124. <http://dx.doi.org/10.1017/S0022215107009346>. – DOI 10.1017/S0022215107009346

Barraquer 1980

BARRAQUER, J.I.: The history of the microscope in ocular surgery. In: *Journal of Microsurgery* 1 (1980), Nr. 4, S. 288–299. <http://dx.doi.org/10.1002/micr.1920010407>. – DOI 10.1002/micr.1920010407

Berci u. a. 1968

BERCI, G.; FLEMING, B.W.; DUNLOP, E.E.; MADIGAN, J.P.; MILLAR, H.; CLARK, G.; KONT, L.A.: An Improved Endoscopic Technic for the Investigation of the Larynx and Nasopharynx. In: *Am J Surg* 116 (1968), S. 528–529

Berci u. Kont 1969

BERCI, G.; KONT, L.A.: A New Optical System in Endoscopy With Special Reference to Cystoscopy. In: *Br J Urol* 41 (1969), S. 564–571

Berkelman u. a. 2002a

BERKELMAN, P.; CINQUIN, P.; AYOUBI, J.; LETOUBLON, C.; BOUCHARD, F.: A Compact, Compliant Laparoscopic Endoscope Manipulator. In: *Proceedings of the 2002 IEEE International Conference on Robotics & Automation*, 2002, S. 1870–1875

Berkelman u. a. 2002b

BERKELMAN, P.; CINQUIN, P.; TROCCAZ, J.; AYOUBI, J.; LETOUBLON, C.: Development of a compact cable-driven laparoscopic endoscope manipulator. In: *Proceedings of the 5th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'02)*, Springer, 2002, S. 17–24

Bosch Sensortec GmbH, Reutlingen, Deutschland 2008

BOSCH SENSORTEC GMBH, REUTLINGEN, DEUTSCHLAND: *SMB380 Triaxial acceleration sensor Data Sheet*. Reutlingen, Deutschland: Bosch Sensortec GmbH, Januar 2008

Bumm u. a. 2005

BUMM, K.; WURM, J.; BOHR, C.; ZENK, J.; IRO, H.: New Endoscopic Instruments for Paranasal Sinus Surgery. In: *Otolaryngol Head Neck Surg* 133 (2005), S. 444–449. <http://dx.doi.org/10.1016/j.otohns.2005.05.046>. – DOI 10.1016/j.otohns.2005.05.046

Clavel 1985

Schutzrecht CH672089 (16. Dezember 1985). CLAVEL, R. (Erfinder).

Clavel 1988

CLAVEL, R.: DELTA, a fast robot with parallel geometry. In: *Proc. Int. Symposium on Industrial Robots*, 1988. – ISBN 0–948507–97–7, S. 91–100

Clavel 1991

CLAVEL, R.: *Conception d'un robot parallèle rapide à 4 degrés de liberté*, EPFL, Diss., 1991. – Thèse EPFL n°925

Cleary u. Nguyen 2001

CLEARY, K.; NGUYEN, C.: State of the Art in Surgical Robotics: Clinical Applications and Technology Challenges. In: *Computer Aided Surgery* 6 (2001), S. 312–328. <http://dx.doi.org/10.1002/igs.10019>. – DOI 10.1002/igs.10019

Corradini u. a. 2003

CORRADINI, C.; FAUROUX, J.-C.; KRUT, S.; COMPANY, O.: Evaluation of a 4-Degree of Freedom Parallel Manipulator Stiffness. In: HUANG, T. (Hrsg.): *Proceedings of the 11th World Congress in Mechanism and Machine Science*, China Machinery Press, August 2003. – Digitaler Konferenzband.

Craig 2005

CRAIG, J.J.: *Introduction to Robotics*. 3. Auflage. Pearson Prentice Hall, 2005

Denavit u. Hartenberg 1955

DENAVIT, J.; HARTENBERG, R.S.: A Kinematic Notation for Lower-Pair Mechanisms Based on Matrices. In: *Journal of Applied Mechanics* 77 (1955), Juni, Nr. 2, S. 215–221

Di Martino u. a. 2006

DI MARTINO, E.; WALTHER, L.E.; MANESCHI, P.; WESTHOFEN, M.: Endoskopische Untersuchungen der Eustachi-Röhre. In: *HNO* 54 (2006), S. 85–92. <http://dx.doi.org/10.1007/s00106-005-1269-3>. – DOI 10.1007/s00106-005-1269-3

DIN EN ISO 8373 1996

Norm DIN EN ISO 8373:1996 Mai 1996. *Industrieroboter Wörterbuch*

el Dine 2002

DINE, M. B.: Value of Ear Endoscopy in Cholesteatoma Surgery. In: *Otol Neurotol* 23 (2002), S. 631–635

Dowler u. Holland 1996

DOWLER, N.J.; HOLLAND, S.R.J.: The Evolutionary Design of an Endoscopic Telemanipulator. In: *IEEE Robotics & Automation Magazine* (1996), Dezember, S. 38–45

Draf 1991

DRAF, W.: Endonasal Micro-endoscopic Frontal Sinus Surgery: The Fulda Concept. In: *Operative Techniques in Otolaryngology - Head and Neck Surgery* 2 (1991), Dezember, Nr. 4, S. 234–240

El-Meselaty u. a. 2003

EL-MESELATY, K.; DINE, M. B.; MANDOUR, M.; MOURAD, M.; DARWEESH, R.: Endoscope affects decision making in cholesteatoma surgery. In: *Otolaryngol Head Neck Surg* 129 (2003), Nr. 5, S. 490–496

Falk u. a. 2000

FALK, V.; DIEGELER, A.; WALTHER, T.; BANUSCH, J.; BRUCERIUS, J.; RAUMANS, J.; AUTSCHBACH, R.; MOHR, F.W.: Total endoscopic computer enhanced coronary artery bypass grafting. In: *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery* 17 (2000), Januar, Nr. 1, S. 38–45. [http://dx.doi.org/10.1016/S1010-7940\(99\)00356-5](http://dx.doi.org/10.1016/S1010-7940(99)00356-5). – DOI 10.1016/S1010-7940(99)00356-5

Finlay 1996

FINLAY, P.A.: Clinical Experience with a Goniometric Head-Controlled Laparoscope Manipulator. In: *Proc. IARP Workshop on medical robotics*, 1996. – Digitaler Konferenzband.

Finlay u. Ornstein 1995

FINLAY, P.A.; ORNSTEIN, M.H.: Controlling the Movement of a Surgical Laparoscope. In: *IEEE Engineering in Medicine and Biology* (1995), Mai/Juni, S. 289–291

Fischer u. Voges 2007

FISCHER, H.; VOGES, U.: Medizinische Robotersysteme. In: KRAMME, R. (Hrsg.): *Medizintechnik*. 3. Auflage. Heidelberg, Deutschland : Springer Medizin Verlag, 2007. – ISBN 978-3-540-34102-4, Kapitel Medizinische Robotersysteme, S. 853–862

Geisthoff 2008

GEISTHOFF, U.W.: Speichelgangsendoskopie. In: *HNO* 56 (2008), S. 105–107. <http://dx.doi.org/10.1007/s00106-007-1661-2>. – DOI 10.1007/s00106-007-1661-2

Ghaffar u. a. 2006

GHAFFAR, S.; IKRAM, M.; ZIA, S.; RAZA, A.: Incorporating the endoscope into middle ear surgery. In: *Ear Nose Throat J* 85 (2006), Nr. 9, S. 593–596

Gosselin 1988

GOSELIN, C.M.: *Kinematic analysis optimization and programming of parallel robotic manipulators*, McGill Universität, Montréal, Diss., Juni 1988

Gosselin u. Angeles 1990

GOSELIN, C.M.; ANGELES, J.: Singularity Analysis of Closed-Loop Kinematic Chains. In: *IEEE Transactions on Robotics and Automation* 6 (1990), Juni, Nr. 3, S. 281–290. <http://dx.doi.org/10.1109/70.56660>. – DOI 10.1109/70.56660. – ISSN 1042–296X

Gunkel u. a. 2000

GUNKEL, A. R.; FREYSINGER, W.; THUMFART, W. F.: Experience with various 3-dimensional navigation systems in head and neck surgery. In: *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 126 (2000), März, Nr. 3, S. 390–395. – ISSN 0886–4470

Guthart u. Salisbury 2000

GUTHART, G.S.; SALISBURY, J.K.: The Intuitive Telesurgery System: Overview and Application. In: *Proceedings of the 2000 IEEE International Conference on Robotics & Automation*, 2000, S. 618–621

Gwinnett 1931

Schutzrecht US1789680 (20. Januar 1931). GWINNETT, J.E. (Erfinder).

Haase 1998

HAASE, J.: Neurosurgical Tools and Techniques - Modern Image-guided Surgery. In: *Neurologia medico-chirurgica* 38 (1998), Nr. Suppl, S. 303–307. http://dx.doi.org/10.2176/nmc.38.suppl_297. – DOI 10.2176/nmc.38.suppl_297. – ISSN 1349–8029

Harms u. Mackensen 1967

HARMS, H.; MACKENSEN, G.: *Ocular Surgery Under the Microscope*. Chicago : Year Book Medical Publisher Inc., 1967

Hauri 2005

HAURI, D.: Ein Blick in die Blase - der Mensch dahinter. In: *Urologe A* 44 (2005), S. 401–407. <http://dx.doi.org/10.1007/s00120-004-0760-x>. – DOI 10.1007/s00120-004-0760-x

Hein u. a. 2001

HEIN, A.; KLEIN, M.; LÜTH, T.C.; QUECK, J.; STIEN, M.; SCHERMEIER, O.; BIER, J.: Integration and Clinical Evaluation of an Interactive Controllable Robotic System for Anaplastology. In: *MICCAI '01: Proceedings of the 4th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Springer-Verlag, 2001. – ISBN 3–540–42697–3, S. 591–598

Hein u. Lueth 1999

HEIN, A.; LUETH, T.C.: Robot Control in Maxillofacial Surgery. In: *Proceedings of ISER'99*, Springer, mar 1999, S. 173–182

Hein u. Lueth 2001

HEIN, A.; LUETH, T.C.: Control Algorithms for Interactive Shaping. In: *Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2001, S. 2025–2030

Hein u. Lüth 2001

HEIN, A.; LÜTH, T.C.: Architektur und Anwendungen eines zugelassenen Medizinroboters. In: *at - Automatisierungstechnik* 49 (2001), S. 320–328

Herman u. a. 2009

HERMAN, B.; DEHEZ, B.; TRAN DUY, K.; RAUCENT, B.; DOMBRE, E.; KRUT, S.: Design and preliminary in vivo validation of a robotic laparoscope holder for minimally invasive surgery. In: *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 5 (2009), Mai, S. 319–326. <http://dx.doi.org/10.1002/rcs.263>. – DOI 10.1002/rcs.263

Herman u. a. 2008

Schutzrecht WO2009/000658A1 (12. Juni 2008). HERMAN, B.; RAUCENT, B.; TRAN DUY, K.; DONNEZ, J. (Erfinder). Pr.: EP20070110967 20070625. - Patentanmeldung, Veröffentlicht am 31.12.2008.

Herron u. Marohn 2008

HERRON, D.M.; MAROHN, M.: A consensus document on robotic surgery. In: *Surg Endosc* 22 (2008), S. 313–325. <http://dx.doi.org/10.1007/s00464-007-9727-5>. – DOI 10.1007/s00464-007-9727-5

Hopkins u. Kapany 1954

HOPKINS, H.H.; KAPANY, N.S.: A Flexible Fibrescope, using Static Scanning. In: *Nature* 173 (1954), S. 39–41

Hurteau u. a. 1994

HURTEAU, R.; DESANTIS, S.; BEGIN, E.; GAGNER, M.: Laparoscopic surgery assisted by a robotic cameraman: concept and experimental results. In: *Proceedings of the 1994 IEEE International Conference on Robotics and Automation* Bd. 3, 1994, S. 2286–2289

IFTToMM 1991

IFTToMM: Terminology for the Theory of Machines and Mechanisms. In: *Mechanism and Machine Theory* 26 (1991), Nr. 5, S. 435–539. [http://dx.doi.org/10.1016/0094-114X\(91\)90003-M](http://dx.doi.org/10.1016/0094-114X(91)90003-M). – DOI 10.1016/0094-114X(91)90003-M

Kakehata u. a. 2004

KAKEHATA, S.; FUTAI, K.; KURODA, R.; SHINKAWA, H.: Office-Based Endoscopic Procedure for Diagnosis in Conductive Hearing Loss Cases Using OtoScan Laser-Assisted Myringotomy. In: *Laryngoscope* 114 (2004), S. 1285–1289

Kakehata u. a. 2005

KAKEHATA, S.; HOZAWA, K.; FUTAI, K.; SHINKAWA, H.: Evaluation of Attic Retraction Pockets by Microendoscopy. In: *Otol Neurotol* 26 (2005), S. 834–837

Kaminsky u. a. 1999

KAMINSKY, J.; BRINKER, T.; SAMII, A.; ARANGO, G.; VORKAPIC, P.; SAMII, M.: Technical considerations regarding accuracy of the MKM navigation system. An experimental study on impact factors. In: *Neurological Research* 21 (1999), Juni, S. 420–424

Kleinsasser 1961

KLEINSASSER, O.: Ein Laryngomikroskop zur Frühdiagnose und Differentialdiagnose von Krebsen in Kehlkopf, Rachen und Mundhöhle. In: *Z Laryngol Rhinol Otol* 40 (1961), S. 276–279. – ISSN 0044–3018

Knapp u. a. 2008

Schutzrecht DE102007019363A1 (06. November 2008). KNAPP, J.M.; GEIGER, R.; KRAUS, P. (Erfinder).

Kobayashi u. a. 1999

KOBAYASHI, E.; MASAMUNE, K.; SAKUMA, I.; DOHI, T.; HASHIMOTO, D.: A New Safe Laparoscopic Manipulator System with a Five-Bar Linkage Mechanism and an Optical Zoom. In: *Computer Aided Surgery* 4 (1999), S. 182–192

Kobayashi u. a. 1997

KOBAYASHI, E.; MASAMUNE, K.; SUZUKI, M.; DOHI, T.; HASHIMOTO, D.: Development of a laparoscope manipulator using five-bar linkage mechanism. In: LEMKE, H.U. (Hrsg.); VANNIER, M.W. (Hrsg.); INAMURA, K. (Hrsg.): *Proceedings of the 11th International Symposium and Exhibition Computer Assisted Radiology and Surgery* Bd. 1134. Amsterdam, Niederlande : Elsevier Science B.V., 1997 (International Congress Series). – ISBN 0 444 82756 0, S. 825–830

Konietschke u. a. 2006

KONIETSCHKE, R.; ORTMAIER, T.; HAGN, U.; HIRZINGER, G.; FRUMENTO, S.: Kinematic Design Optimization of an Actuated Carrier for the DLR Multi-Arm Surgical System. In: *Proceedings of the 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2006, S. 4381–4387

Koulechov u. a. 2006

KOULECHOV, K.; RAPOPORT, T.; LUETH, T.C.: Miniaturized, Autoclavable Surgical Robot (Miniaturisierter, autoklavierbarer Roboter für die Chirurgie). In: *at - Automatisierungstechnik* 54 (2006), Mai, Nr. 5, S. 213–221. <http://dx.doi.org/10.1524/auto.2006.54.5.213>. – DOI 10.1524/auto.2006.54.5.213. – ISSN 0178–2312

Kraus u. a. 2009a

KRAUS, T.; STRAUSS, G.; DIETZ, A.; LÜTH, T.C.: Das DeltaScope als motorisiertes Haltesystem für Endoskopkameranassysteme mit Optik. In: PAU, H.-W. (Hrsg.): *80. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie e. V.* Düsseldorf : German Medical Science GMS Publishing House, 20.-24. Mai 2009

Kraus u. a. 2009b

KRAUS, T.; STRAUSS, G.; KRINNINGER, M.; DIETZ, A.; LUETH, T.C.: The DeltaScope: an endoscope camera manipulator system for ENT surgery. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery (Konferenzband)* Bd. 4, supp. 1. Berlin, Deutschland : Springer, 23.-27. Juni 2009, S. S117–S118

Krinninger u. a. 2008a

KRINNINGER, M.; NIAZMAND, K.; STRAUSS, G.; LÜTH, T.C.: ActiveEndo - ein

situsnaher Endoskopmanipulator für die HNO-Chirurgie. In: VERL, A. (Hrsg.); HÄGELE, M. (Hrsg.): *Tagungsband Robotik 2008. Leistungsstand, Anwendungen, Visionen, Trends*. Düsseldorf : VDI Verlag, 11. - 12. Juni 2008 (VDI-Berichte, 2012). – ISBN 978-3-18-092012-2, S. 83–86

Krinninger u. a. 2008b

KRINNINGER, M.; NIAZMAND, K.; STRAUSS, G.; LÜTH, T.C.: Ein neuartiges situsnahes Endoskopführungssystem für die beidhändige endo- und transnasale Chirurgie. In: BOOTZ, F. (Hrsg.): *79. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie e. V.*, 2008

Kriss u. Kriss 1998

KRISS, T.C.; KRISS, V.M.: History of the Operating Microscope: From Magnifying Glass to Microneurosurgery. In: *Neurosurgery* 42 (1998), April, Nr. 4, S. 899–908

Kristin u. a. 2009a

KRISTIN, J.; LOHNSTEIN, P.U.; KNAPP, F.; SCHIPPER, J.; KLENZNER, T.: Anwendungen eines aktiven Manipulatorarmes zur Endoskopführung in der Kopf-Hals-Chirurgie. In: PAU, H.-W. (Hrsg.): *80. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie e. V.* Düsseldorf : German Medical Science GMS Publishing House, 20.-24. Mai 2009

Kristin u. a. 2009b

KRISTIN, J.; LOHNSTEIN, P.U.; KNAPP, F.; SCHIPPER, J.; KLENZNER, T.: Experimental experience with the use of an active robotic camera holding system in head and neck surgery. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*. Berlin, Deutschland : Springer, 23.-27. Juni 2009, S. S76–S77

Krut 2003

KRUT, S.: *Contribution à l'étude des robots parallèles légers, 3T-1R et 3T-2R, à forts débattements angulaires*, Montpellier, Diss., November 2003

Krut u. a. 2003

KRUT, S.; BENOIT, M.; OTA, H.; PIERROT, F.: I4: A new parallel mechanism for Scara motions. In: *Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation* 2 (2003), September, S. 1875–1880. <http://dx.doi.org/10.1109/ROBOT.2003.1241868>. – DOI 10.1109/ROBOT.2003.1241868. – ISSN 1050-4729

Krut u. a. 2004

KRUT, S.; NABAT, V.; COMPANY, O.; PIERROT, F.: A high-speed parallel robot for Scara motions. In: *Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation* 4 (2004), Mai, S. 4109–4115. – ISSN 1050-4729

Lallemant u. a. 2000

LALLEMAND, J.P.; GOUDALI, A.; ZEGHLOUL, S.: The 6-Dof 2-Delta parallel robot. In: *Robotica* 15 (2000), Nr. 04, S. 407–416. <http://dx.doi.org/10.1017/S0263574797000507>. – DOI 10.1017/S0263574797000507

Lee u. a. 2003

LEE, Y.-J.; KIM, J.; KO, S.-Y.; LEE, W.-J.; KWON, D.-S.: Design of a Compact Laparoscopic Assistang Robot KaLAR. In: *Proceedings of the 2003 International Conference on Control, Automation, and Systems (ICCAS)*, 2003. – Digitaler Konferenzband.

Li u. Bone 2001

LI, Y.; BONE, G.M.: Are parallel manipulators more energy efficient? In: *IEEE International Symposium on Computational Intelligence in Robotics and Automation*, 2001. – Digitaler Konferenzband.

Lindner u. a. 1997

LINDNER, T.E.; SIMMEN, D.; STOOL, S.E.: Revolutionary Inventions in the 20th Century. The History of Endoscopy. In: *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 123 (1997), S. 1161–1163

Littmann 1954

LITTMANN, H.: Ein neues Operationsmikroskop. In: *Klinisches Monatsblatt Augenheilkunde* 124 (1954), S. 473–476

Low u. Phee 2004

LOW, S.C.; PHEE, L.: A Review of Master-Slave Robotic Systems for Surgery. In: *Proceedings of the 2004 IEEE Conference on Robotics, Automation and Mechatronics*, 2004. – Digitaler Konferenzband.

Lueth 2009

LUETH, T.C.: Medical and information technology. In: BULLINGER, H.-J. (Hrsg.): *Technology Guide*. Dordrecht, Niederlande : Springer, 2009. – ISBN 978-3-540-88545-0, Kapitel Medical and information technology, S. 216–221

Lueth u. Bier 1999

LUETH, T.C.; BIER, J.: Robot assisted interventions in surgery. In: SPETZGER, U. (Hrsg.); STIEHL, H.S. (Hrsg.); GILSBACH, J.M. (Hrsg.): *Navigated brain surgery. Interdisciplinary views of neuronavigation from neurosurgeons and computer scientists*. Aachen : Mainz-Verlag, 1999, S. 219–229

Lueth u. a. 1998

LUETH, T.C.; HEIN, A.; ALBRECHT, J.; DEMIRTAS, M.; ZACHOW, S.; HEISSLER, E.; KLEIN, M.; MENNEKING, H.; HOMMEL, G.; BIER, J.: A surgical robot system for maxillofacial surgery. In: *Proceedings of the 1998 IEEE Conference on Industrial Electronics Society* Bd. 4, 1998. – ISBN 0-7803-4503-7, S. 2470–2475

Lüth 2006

LÜTH, T.C.: *Grundlagen und Methoden der Navigation, Navigated Control und Robotik in der Chirurgie*. TU München : Manuskript zur Vorlesung *Automatisierungstechnik in der Medizin*, 2006

Lüth u. Strauß 2010

LÜTH, T.C.; STRAUSS, G.: Diskussion unterschiedlicher Assistenzmethoden für die Endoskopie aus technischer Sicht. In: *Endoskopie heute* 23 (2010), März, Nr. 1, S. 53–58. <http://dx.doi.org/10.1055/s-0030-1247278>. – DOI 10.1055/s-0030-1247278

Lüth 2010

LÜTH, Tim C.: Biomedizinische Technik. In: KRAFT, Mark (Hrsg.); MORGENSTERN, Ute (Hrsg.): *Bildgestützte Intervention*. Manuskript, 2010

Lutz u. Wendt 2002

LUTZ, H.; WENDT, W.: *Taschenbuch der Regelungstechnik*. 4., korrigierte Auflage. Frankfurt am Main : Verlag Harri Deutsch, 2002. – ISBN 3-8171-1668-3

Maier u. a. 2010

MAIER, Thomas; MESCHEDÉ, Thomas; STRAUSS, Gero; KRAUS, Tobias; DIETZ, Andreas; LÜTH, Tim C.: Joystick Control with Capacitive Release Switch for a Microsurgical Telemicromanipulator. In: *Human System Interactions (HSI), 2010 3rd Conference on*, 2010, S. 223–229

Mamelak u. a. 2008

MAMELAK, A.N.; DANIELPOUR, M.; BLACK, K.L.; HAGIKE, M.; BERCI, G.: A High-Definition Exoscope System for Neurosurgery and Other Microsurgical Disciplines: Preliminary Report. In: *Surg Innov* 15 (2008), Nr. 1, S. 38–46. <http://dx.doi.org/10.1177/1553350608315954>. – DOI 10.1177/1553350608315954

Marchal 2007

MARCHAL, F.: A Combined Endoscopic and External Approach for Extraction of Large Stones With Preservation of Parotid and Submandibular Glands. In: *Laryngoscope* 117 (2007), S. 373–377. <http://dx.doi.org/10.1097/mlg.0b013e31802c06e9>. – DOI 10.1097/mlg.0b013e31802c06e9

Marmulla u. a. 1998

MARMULLA, R.; HILBERT, M.; NIEDERDELLMANN, H.: Intraoperative Präzision mechanischer, elektromagnetischer, infrarot- und lasergeführter Navigationssysteme in der computergestützten Chirurgie. In: *Mund Kiefer Gesichtschirurgie* 2 (1998), Nr. Suppl 2, S. S145–S148

Merlet 2006

MERLET, J.-P.: *Parallel Robots*. 2. Auflage. Springer Dordrecht, 2006 (Solid Mechanics and its Applications). – ISBN 1-4020-4132-7

Mettler u. a. 1998

METTLER, L.; IBRAHIM, M.; JONAT, W.: One year of experience working with the aid of a robotic assistant (the voice-controlled optic holder AESOP) in gynaecological endoscopic surgery. In: *Human Reproduction* 13 (1998), Nr. 10, S. 2758–2750

Miller 2002

MILLER, K.: Maximization of Workspace Volume of 3-DOF Spatial Parallel Manipulators. In: *Journal of Mechanical Design* 124 (2002), Juni, S. 347–350. <http://dx.doi.org/10.1115/1.1462621>. – DOI 10.1115/1.1462621

Moll u. a. 2003

Schutzrecht US2003/0216715 (20. November 2003). MOLL, F.H.; ROSA, D.J.; RAMANS, A.D.; BLUMENKRANZ, S.J.; GUTHART, G.S.; NIEMEYER, G.D.; NOWLIN, W.C.; SALISBURY, K.J.; TIERNEY, M.J. (Erfinder).

Morgenstern 2006

MORGENSTERN, L.: Georg Berci: Past, Present, and Future. In: *Surg Endosc* 20 (2006), S. 410–411. <http://dx.doi.org/10.1007/s00464-006-0030-7>. – DOI 10.1007/s00464-006-0030-7

Muñoz u. a. 2001

MUÑOZ, V.F.; GÓMEZ DE GABRIEL, J.; FERNAÁNDEZ-LOZANO, J.; GARCÍA-MORALES, I.; MOLINA-MESA, R.; PULGAR, C. P.; SERÓN-BARBA, J.; AZOUAGHE, M.: Design and control of a robotic assistant for laparoscopic surgery. In: *Proceedings of the 9th International Symposium on Intelligent Robotic Systems*, 2001. – Digitaler Konferenzband.

Nabat u. a. 2005

NABAT, V.; DE LA O RODRIGUEZ, M.; COMPANY, O.; KRUT, S.; PIERROT, F.: Par4: very high speed parallel robot for pick-and-place. In: *Proceedings of the 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* (2005), August, S. 553–558. <http://dx.doi.org/10.1109/IROS.2005.1545143>. – DOI 10.1109/IROS.2005.1545143

Nathan u. a. 2006

NATHAN, C.-A.O.; CHAKRADEO, V.; MALHOTRA, K.; D'AGOSTINO, H.; PATWARDHAN, R.: The Voice-Controlled Robotic Assist Scope Holder AESOP for the Endoscopic Approach to the Sella. In: *Skull Base* 16 (2006), August, Nr. 3, S. 123–131. <http://dx.doi.org/10.1055/s-2006-939679>. – DOI 10.1055/s-2006-939679

Niku 2001

NIKU, S.B.: *Introduction to Robotics*. Prentice Hall, Inc., Upper Saddle River, NJ, USA, 2001. – ISBN 0–13–061309–6

Nitze 1879

NITZE, M.: Eine neue Betrachtungsmethode für Harnröhre, Harnblase und Rectum. In: *Wiener Medizinische Wochenschrift* 29 (1879), S. 650–652. <http://www.springer.com/springerwiennewyork/medicine/journal/10354?detailsPage=subscription>

Oberle u. Voges 1993

OBERLE, R.; VOGES, U.: A telerobotic approach towards endoscope guidance. In: *1st European Congress of the European Association for Endoscopic Surgery*, 1993

Paul 1981

PAUL, R.P.: *Robot Manipulators, Mathematics, Programming, and Control*. MIT Press, 1981

Pierrot u. Company 1999

PIERROT, F.; COMPANY, O.: H4: a new family of 4-DOF parallel robots. In: *Proceedings of the 1999 IEEE/ASME International Conference on Advanced Robotics* (1999), S. 508–513. <http://dx.doi.org/10.1109/AIM.1999.803222>. – DOI 10.1109/AIM.1999.803222

Pierrot u. a. 1991

PIERROT, F.; DAUCHEZ, P.; FOURNIER, A.: HEXA: a fast six-DOF fully-parallel robot.

In: *5th International Conference on Advanced Robotics 2* (1991), Juni, S. 1158–1163.
<http://dx.doi.org/10.1109/ICAR.1991.240399>. – DOI 10.1109/ICAR.1991.240399

Plinkert u. a. 2000

PLINKERT, P.K.; PLINKERT, B.; ZENNER, H.P.: Telemedizin in der HNO-Heilkunde. In: *HNO* 48 (2000), S. 639–644

Polet u. Donnez 2004

POLET, R.; DONNEZ, J.: Gynecological Laparoscopic Surgery with a Palm-Controlled Laparoscope Holder. In: *Journal of the American Association of Gynecologic Laparoscopists* 11 (2004), Februar, Nr. 1, S. 73–78

Pott u. a. 2005

POTT, P.P.; SCHARF, H.-P.; SCHWARZ, M.L.R.: Today's state of the art in surgical robotics. In: *Computer Aided Surgery* 10 (2005), Nr. 2, S. 101–132. <http://dx.doi.org/10.1080/10929080500228753>. – DOI 10.1080/10929080500228753

Pschyrembel 2002

Pschyrembel Klinisches Wörterbuch. 259. Auflage. Berlin, 2002. – bearb. von der Wörterbuch-Red. des Verl. ISBN 3–11–016522–8

Råde u. a. 1997

RÅDE, L.; WESTERGREN, B.; VACHENAUER, P.: *Springers mathematische Formeln: Taschenbuch für Ingenieure, Naturwissenschaftler, Wirtschaftswissenschaftler*. 2., korrigierte und erweiterte Auflage. Berlin : Springer, 1997. – ISBN 3–540–62829–0

Reiß 2009

REISS, M. (Hrsg.): *Facharztwissen HNO-Heilkunde*. Heidelberg : Springer Medizin Verlag, 2009. – ISBN 978–3–540–89440–7

Reuter 2006

REUTER, M.: Philipp Bozzini (1773-1809). Der endoskopische Idealist. In: *Urologe* 45 (2006), S. 1084–1091. <http://dx.doi.org/10.1007/s00120-006-1165-9>. – DOI 10.1007/s00120-006-1165-9

Rilk u. a. 2010

RILK, M.; KUBUS, D.; WAHL, F.M.; EICHHORN, K.W.G.; WAGNER, I.; BOOTZ, F.: Demonstration of a Prototype for Robot Assisted Endoscopic Sinus Surgery. In: *2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2010. – ISBN 978–1–4244–5040–4, S. 1090–1091

Rininsland 1999

RININSLAND, H.: ARTEMIS. A telemanipulator for cardiac surgery. In: *European Journal of Cardio-thoracic Surgery* 16 (Suppl. 2) (1999), S. 106–111

Sackier u. Wang 1994

SACKIER, J.M.; WANG, Y.: Robotically assisted laparoscopic surgery. In: *Surg Endosc* 8 (1994), S. 63–66. <http://dx.doi.org/10.1007/BF02909496>. – DOI 10.1007/BF02909496

Salisbury u. Madhani 1997

Schutzrecht CA2255692 (27. November 1997). SALISBURY, K.J.; MADHANI, A.J. (Erfinder); Intuitive Surgical, Inc. (Anmelder).

Schauer u. a. 2003

SCHAUER, D.; HEIN, A.; LUETH, T.C.: RoboPoint - an autoclavable interactive miniature robot for surgery and interventional radiology. In: LEMKE, H.U. (Hrsg.); VANNIER, M.W. (Hrsg.); INAMURA, K. (Hrsg.); FARMAN, A.G. (Hrsg.); DOI, K. (Hrsg.); REIBER, J.H.C. (Hrsg.): *CARS Computer Assisted Radiology and Surgery* Bd. 1256, Elsevier Science B.V., 2003 (International Congress Series). – ISBN 0-444-51387-6, S. 555-560

Schuller u. a. 2008

SCHULLER, B.; RIGOLL, G.; CAN, S.; FEUSSNER, H.: Emotion Sensitive Speech Control for Human-Robot Interaction in Minimal Invasive Surgery. In: *Proceedings of the 17th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication*, 2008. – ISBN 978-1-4244-2212-8, S. 453-458

Schurr u. a. 1999

SCHURR, M.O.; AREZZO, A.; BUSS, G.F.: Robotics and systems technology for advanced endoscopic procedures: experiences in general surgery. In: *Eur J Cardiothorac Surg* 16 (Suppl. 2) (1999), S. 97-105

Shennib u. a. 1998

SHENNIB, H.; BASTAWISY, A.; MACK, M.J.; MOLL, F.H.: Computer-assisted telemanipulation: An enabling technology for endoscopic coronary artery bypass. In: *Annn Thorac Surg* 66 (1998), S. 1060-1063

Shin u. a. 2006

SHIN, W.-H.; KO, S.-Y.; KWON, D.-S.: Design of a Dexterous and Compact Laparoscopic Assistant Robot. In: *Proceedings of the 2006 International Joint Conference SICE-ICASE*, 2006, S. 233-237

Silva u. a. 2005

SILVA, L.A.; SEBASTIAN, J.M.; SALTAREN, R.; ARACIL, R.; SANPEDRO, J.: RoboTennis: optimal design of a parallel robot with high performance. In: *Proceedings of the 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* (2005), August, S. 2134-2139. <http://dx.doi.org/10.1109/IROS.2005.1545022>. – DOI 10.1109/IROS.2005.1545022

Stephenson u. a. 1998

STEPHENSON, E.R.; SNAKHOLKAR, S.; DOCKO, C.T.; DAMIANO, R.J.: Robotically assisted microsurgery for endoscopic coronary artery bypass grafting. In: *Annn Thorac Surg* 66 (1998), S. 1064-1067

Sternheim 1987

STERNHEIM, F.: Computation of the direct and inverse geometric models of the Delta 4 parallel robot. In: *Robotersysteme* 3 (1987), S. 199-203

Stewart 1965

STEWART, D.: A Platform with Six Degrees of Freedom. In: *Proc Instn Mech Engrs* 180 (1965-66), Nr. Part 1, 15, S. 371–378

Strauß u. a. 2008

STRAUSS, G.; BAHRAMI, N.; HOFER, M.; DITTRICH, E.; STRAUSS, M.; DIETZ, A.: The HD-Panoramic Visualization System: a new visualization system for ENT surgery. In: *Eur Arch Otorhinolaryngol* (2008), Dezember. <http://dx.doi.org/10.1007/s00405-008-0868-5>. – DOI 10.1007/s00405-008-0868-5

Strauß u. a. 2007

STRAUSS, G.; HOFER, M.; KEHRT, S.; GRUNERT, R.; KORB, W.; TRANTAKIS, C.; WINKLER, D.; MEIXENSBERGER, J.; BOOTZ, F.; DIETZ, A.; WAHRBURG, J.: Ein Konzept für eine automatisierte Endoskopführung für die Nasennebenhöhlenchirurgie. In: *HNO* 55 (2007), S. 177–184. <http://dx.doi.org/10.1007/s00106-006-1434-3>. – DOI 10.1007/s00106-006-1434-3

Taniguchi u. a. 2006

TANIGUCHI, K.; NISHIKAWA, A.; YOHDA, T.; SEKIMOTO, M.; YASUI, M.; TAKIGUCHI, S.; SEKI, Y.; MONDEN, M.; MIYAZAKI, F.: COVER: Compact Oblique-Viewing Endoscope Robot for laparoscopic surgery. In: *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 1, Supplement 1 (2006), S. 201–228. <http://dx.doi.org/10.1007/s11548-006-0019-7>. – DOI 10.1007/s11548-006-0019-7

Tarabichi 1999

TARABICHI, M.: Endoscopic Middle Ear Surgery. In: *Ann Otol Rhinol Laryngol* 108 (1999), S. 39–46

Tarabichi 2004

TARABICHI, M.: Endoscopic Management of Limited Attic Cholesteatoma. In: *Laryngoscope* 114 (2004), S. 1157–1162

Taylor u. a. 1995

TAYLOR, R.H.; FUNDA, J.; ELDRIDGE, B.; GOMORY, S.; GRUBEN, K.; LAROSE, D.; TALAMINI, M.; KAVOUSSI, L.; ANDERSON, J.: A Telerobotic Assistant for Laparoscopic Surgery. In: *IEEE Engineering in Medicine and Biology* (1995), Mai/Juni, S. 279–288

Taylor u. Stoianovici 2003

TAYLOR, R.H.; STOIANOVICI, D.: Medical Robotics in Computer-Integrated Surgery. In: *IEEE Transactions on Robotics and Automation* 19 (2003), Oktober, Nr. 5, S. 765–781

Theissing u. a. 2006

THEISSING, J. (Hrsg.); RETTINGER, G. (Hrsg.); WERNER, J.A. (Hrsg.): *HNO-Operationslehre*. 4. Auflage. Stuttgart : Georg Thieme Verlag KG, 2006. – ISBN 978-3-13-463704-5

Thomas u. a. 2002

THOMAS, U.; MACIUSZEK, I.; WAHL, F.M.: A Unified Notation for Serial, Parallel, and Hybrid Kinematic Structures. In: *Proceedings of the 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2002, S. 2868–2873

Tönshoff u. a. 1998

TÖNSHOFF, H.K.; GÜNTHER, G.; GRENDL, H.: Vergleichende Betrachtung paralleler und hybrider Strukturen. In: *Neue Maschinenkonzepte mit parallelen Strukturen für Handhabung und Produktion*, VDI Verlag, November 1998 (VDI-Berichte 1427). – ISBN 3-18-091427-0, S. 249–270

Trejos u. Patel 2005

TREJOS, A.L.; PATEL, R.V.: Port Placement for Endoscopic Cardiac Surgery Based on Robotic Dexterity Optimization. In: *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2005, S. 912–917

Troutman 1965

TROUTMAN, R.C.: The operating microscope in ophthalmic surgery. In: *Trans Am Ophthalmol Soc* 63 (1965), S. 335–348

Unger u. a. 1994

UNGER, S.W.; UNGER, H.W.; BASS, R.T.: AESOP robotic arm. In: *Surg Endosc* 8 (1994), Nr. 9, S. 113

Voges u. a. 1995

VOGES, U.; DAUTZENBERG, P.; KÜHNAPFEL, U. u. a.: Experimenteller Telemanipulator für die minimal invasive Chirurgie. In: *2. Statuskolloquium des Projektes Mikrosystemtechnik*, 1995 (Wissenschaftliche Berichte, FZKA-5670), S. 106–111

Wapler u. Neugebauer 1998

WAPLER, M.; NEUGEBAUER, J.-G.: Erfahrungen mit einem Hexapod-Roboter für die Mikrochirurgie. In: *Neue Maschinenkonzepte mit parallelen Strukturen für Handhabung und Produktion*, VDI Verlag GmbH, 1998. – ISBN 0083-5560, S. 243–248

Wei u. a. 1997

WEI, Guo-Qing; ARBTER, K.; HIRZINGER, G.: Real-time visual servoing for laparoscopic surgery. Controlling robot motion with color image segmentation. In: *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE* 16 (1997), Nr. 1, S. 40–45. <http://dx.doi.org/10.1109/51.566151>. – DOI 10.1109/51.566151. – ISSN 0739-5175

Yasunaga u. a. 2003

YASUNAGA, T.; HASHIZUME, M.; KOBAYASHI, E.; TANOUÉ, K.; AKAHOSHI, T.; KONISHI, K.; YAMAGUCHI, S.; KINJO, N.; TOMIKAWA, M.; MURAGAKI, Y.; SHIMADA, M.; MAEHARA, Y.; DOHI, Y.; SAKUMA, I.; MIYAMOTO, S.: Remote-controlled laparoscope manipulator system, Naviot, for endoscopic surgery. In: LEMKE, H.U. (Hrsg.); VANNIER, M.W. (Hrsg.); INAMURA, K. (Hrsg.); FARMAN, A.G. (Hrsg.); DOI, K. (Hrsg.); REIBER, J.H.C. (Hrsg.): *Proceedings of the 17th International Congress and Exhibition Computer Assisted Radiology and Surgery* Bd. 1256, 2003 (International Congress Series). – ISBN 0-444-51387-6, S. 678–683. – Digitaler Konferenzband.

Youssef u. Poe 1997

YOUSSEF, T.F.; POE, D.: Endoscope-Assisted Second-Stage Tympanomastoidectomy. In: *Laryngoscope* 107 (1997), Nr. 10, S. 1341–1344